

Aus dem Zentrum für Innere Medizin  
der Philipps-Universität Marburg  
Klinik für Innere Medizin, Medizinische Poliklinik  
Damaliger Direktor: Prof. Dr. med. P. von Wichert

---

**Computerbasierte Analyse von Lungengeräuschen  
bei Patienten mit Pneumonie – Automatische  
Detektion des Bronchialatmens mit Hilfe der  
Fast-Fourier-Transformation**

INAUGURAL – DISSERTATION

Zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Medizin  
Dem Fachbereich Humanmedizin der  
Philipps-Universität Marburg vorgelegt

Von  
Patrick Fachinger  
Aus Vechta

**Marburg 2003**

**Meinen Eltern gewidmet.**

## **Inhaltsverzeichnis**

<b>1.0 Einleitung</b>	<b>5</b>
1.1 Einleitung und Einblick	5
1.2 Akustische Grundlagen	7
1.3 Die Einteilung der Lungengeräusche, ihre Entstehung und die neue Nomenklatur	7
1.3.1 Atemgeräusche	9
1.3.1.1 Normales Atemgeräusch	9
1.3.1.2 Tracheale Atemgeräusche	13
1.3.1.3 Bronchiales Atemgeräusch	15
1.3.2 Nebengeräusche	16
1.3.2.1 Kontinuierliche Nebengeräusche	17
1.3.2.2 Diskontinuierliche Nebengeräusche	18
1.3.2.3 Schnarchen und Stridor	19
1.4 Standards der digitalen Auskultation	20
1.5 Einflussfaktoren auf die Aufzeichnung von Lungengeräuschen	21
1.6 Pneumonie: Definition, Klinik und Stellenwert	21
<b>2.0 Fragestellung der Arbeit und Grundgedanken zum Lösungsansatz</b>	<b>24</b>
<b>3.0 Methodik der Datenerfassung</b>	<b>25</b>
3.1 Das Aufnahmesystem	25
3.1.1 Sensoren	26
3.1.1.1 Mikrofone und Mikrofon-Koppler	26
3.1.1.2 Der Pneumotachograph	28
3.1.2 Verstärker und Filtereinheit	30
3.1.3 Der Messrechner und der A/D-Wandler	31
3.2 Die Messung	31
3.2.1 Erfassung des Krankheitsverlaufs	31
3.2.2 Ablauf einer Messung	32
3.3 Die Auswertung	33
3.4 Das Patientenkollektiv	36
3.4.1 Das Patientenkollektiv: Pneumoniekranke	36
3.4.2 Das Patientenkollektiv: Kontrollgruppe	37
3.5 Statistische Tests	38
<b>4.0 Ergebnisse</b>	<b>39</b>
4.1 Reproduzierbarkeit der Ergebnisse	39
4.2 „Signal-to-noise-ratio“ (SNR) als Qualitätskriterium	39
4.3 Bestimmung der Physiologischen Streubreite des Parameters Q	41

4.4 Der Parameter Q bei Pneumonie-Patienten	42
<u>5.0 Diskussion</u>	<u>45</u>
5.1 Einleitende Sätze	45
5.2 Vergleich der ‚herkömmlichen‘ und der digitalen Auskultation	46
5.3 Das CORSA-Projekt	48
5.4 Die Erforschung der Bronchialatmung	49
5.5 Diskussion der Signalgewinnungsmethode	51
5.6 Das Patientenkollektiv	53
5.7 Diskussion der Ergebnisse	54
5.8 Ausblick	58
<u>6.0 Zusammenfassung</u>	<u>60</u>
<u>7.0 Abkürzungsverzeichnis</u>	<u>61</u>
<u>8.0 Verzeichnis der Abbildungen</u>	<u>62</u>
<u>9.0 Verzeichnis der Tabellen</u>	<u>63</u>
<u>10.0 Literaturverzeichnis</u>	<u>64</u>
<u>11.0 Anhang</u>	<u>72</u>
11.1 Protokoll zur Erfassung der Patientendaten	72
11.2 Protokoll der Messungen	73
11.3 Einwilligungserklärung für Patienten und Probanden	74
11.4 Patienteninformationsblatt	75
<u>12.0 Analyseprogramme</u>	<u>76</u>
<u>13.0 Meine akademischen Lehrer waren</u>	<u>77</u>
<u>14.0 Danksagung</u>	<u>78</u>

## **1.0 Einleitung**

### **1.1 Einleitung und Einblick**

Die Untersuchung von Geräuschphänomenen über dem Thorax gehört zu einer der ältesten Techniken in der praktischen Medizin. In der Geschichte wird sie zuerst bei Hippokrates erwähnt, der sein Ohr auf den Brustkorb der Patienten legte um so einen Aufschluss über deren Erkrankung zu erhalten. Er beschrieb verschiedene Krankheitsbilder, die sich ihm bei dieser Art der Auskultation darboten. So schreibt er zum Beispiel über das Lungenödem: „Und wenn man lange Zeit das Ohr an die Brustwand drückt und horcht, kocht es darin wie Essig“. Das Pleurareiben umschreibt er folgendermaßen: „Und es knirscht wie von einem Lederriemen“. Ähnliche Beschreibungen wurden bis in unserer Zeit überliefert.

Es dauerte dann 2000 Jahre bis die Auskultation weiterentwickelt wurde. Da es sich für einen Arzt zu dieser Zeit nicht schickte direkten Körperkontakt zu den Erkrankten zu haben, näherte Corvisart sein Ohr dem Brustkorb des Patienten und beobachtete, dass er dadurch die Herztöne des Patienten wahrnehmen konnte. Sein Schüler Laennec entwickelte diese Methode weiter und rollte ein Heft fest zusammen um es dann einer Patientin auf die Brust zu drücken. Er soll angeblich selbst erstaunt gewesen sein, wie gut er die Herzgeräusche damit wahrnehmen konnte [Anschütz & Meier-Sydow 1993]. Von dieser Idee angestachelt entwickelte er, nach mehreren Experimenten mit diversen Holzzylindern, das erste Stethoskop. Diese Erfindung wurde dann von vielen Leuten verbessert und modifiziert, bis zu den heute erhältlichen Stethoskopen.

Laennec beschrieb seine Beobachtungen und stellte als erster eine Systematik und Nomenklatur der Geräuschphänomene über der Lunge auf [Laennec 1819]. Viele der von ihm beschriebenen Begriffe haben bis heute ihre Position in der Beschreibung von Lungengeräuschen. So führte er zum Beispiel die Begriffe Vesikuläratmen, Bronchialatmen, Kavernenatmen, feuchtes und trockenes Rasseln, Giemen und Brummen ein.

Seit Ende des 19. Jahrhunderts waren die Lungengeräusche dann Gegenstand intensiver Forschung. Viele verschiedene neue Ansätze zu ihrer Beschreibung, zum Verständnis ihrer Entstehung und zu ihrer Analyse wurden veröffentlicht, doch die Schemata Laennecs blieben über all diese Zeit weitestgehend erhalten [Anschütz & Meier-Sydow 1993].

Die heutigen Stethoskope haben eine wesentlich verbesserte Schalleitung was den Verlust an Lautstärke minimiert aber auch die Empfindlichkeit verbessert. Neu entwickelte Schalltrichter in Kombination mit Membranen bieten zusätzlich die Möglichkeit bestimmte Frequenzen selektiv zu verstärken und andere zu dämpfen.

Abella und seine Mitarbeiter konnten in einem Vergleich von sechs häufig gebrauchten Stethoskopen keinen bemerkenswerten Unterschied bezüglich ihrer Schallleitungseigenschaften feststellen [Abella, Formolo, & Penney 1992]. Sie fanden bei allen Varianten eine Verstärkung der tiefen Frequenzen im niederen Bereich von 37,5 bis 112,5 Hz. Oberhalb von 125 Hz konnten sie bei allen getesteten Stethoskopen eine Abschwächung der Lautstärke feststellen. Bei der Verwendung von Membranen konnten sie einen direkten Zusammenhang zwischen der Dicke der verwendeten Membran und einer Abschwächung des niedrigeren Frequenzbereichs nachweisen. Diese Ergebnisse konnten von Kinding später untermauert werden [Kinding et al. 1982].

Die Auskultation hat im Lauf ihrer Entwicklung einen festen Standpunkt innerhalb der klinischen Medizin erkämpft und bis heute nicht wieder verloren. Sie stellt immer noch die Standardmethode zur ersten Beurteilung des kardiologischen und pulmonologischen Status eines Patienten dar. Ihre ständige Verfügbarkeit, ihre leichte Durchführbarkeit, die fehlende Invasivität und nicht zuletzt der minimale finanzielle Aufwand haben ihren Siegeszug bis heute begründet [Forgacs 1969; Loudon 1982].

Die Auskultation mit einem Stethoskop birgt aber auch Nachteile. So ist die Beurteilung der erhobenen Befunde stark von der persönlichen Erfahrung des Untersuchers abhängig und damit sehr subjektiv [Gilbert 1989; Melbye, Straume, & Brox 1992; Osmer & Cole 1966]. Deshalb ist auch eine Dokumentation der Geräuschphänomene sehr schwierig und mit den herkömmlichen Stethoskopen ist eine Aufzeichnung der Lungengeräusche zur erneuten Begutachtung bisher nicht möglich. Aus diesem Grund wurden seit den 50er Jahren Bemühungen unternommen die Geräusche aufzuzeichnen und technisch auszuwerten. Die Studien von Forgacs und seinen Mitarbeitern bedeuten den Beginn dieser neuen Art der computergestützten Auskultation [Forgacs 1969]. Mit der Entwicklung neuer Signalaufnahmemethoden sowie der Computertechnik und damit der breiten Verfügbarkeit von sowohl digitalem Speicher als auch immer größer werdender Rechenleistung, ist auch die Analyse der Lungengeräusche in ihre dritte Epoche fortgeschritten. Nach der direkten Auskultation durch das menschliche Ohr ohne Hilfsmittel, über die indirekte Auskultation mit Zuhilfenahme eines Stethoskops nun die elektronische Auskultation. Diese hat durch sehr feine Mess- und Analysemethoden die Möglichkeit auch solche Frequenzbänder zu beurteilen, die entweder nur schlecht durch das Stethoskop übertragen werden oder die außerhalb des menschlichen Hörbereichs liegen. Dadurch wurde die Möglichkeit geschaffen die Entwicklung objektiver und automatischer Diagnosemethoden voranzutreiben [Bettencourt et al. 1994; Charbonneau et al. 1983], die die Tatsache ausnutzen, dass sich pathologische Veränderungen des Lungengewebes teilweise – vor jeder anderen

messbaren Veränderung – in Veränderungen der Lungengeräusche widerspiegeln [Gavriely et al. 1994]. Nicht zuletzt ist damit auch eine Aufzeichnung der Daten und somit auch eine Verlaufsbeobachtung möglich geworden.

## **1.2 Akustische Grundlagen**

Zum besseren Verständnis der folgenden Ausführungen sollen hier die wichtigsten Grundlagen der Akustik und der benutzten Begriffe erläutert werden. Die Akustik befasst sich mit mechanischen Schwingungen von Materie, die vom menschlichen Ohr als Schalleindruck wahrgenommen werden können. Man beschreibt diese Schallwellen durch die Begriffe Frequenz und Amplitude. Unter Frequenz versteht man die Anzahl der Schwingungen pro Sekunde, gemessen in Hertz ( $1 \text{ Hz} = 1 \text{ Schwingung pro Sekunde}$ ). Und unter der Amplitude versteht man die maximale Auslenkung der Schwingungskurve. Diese Auslenkung wird bestimmt vom Schalldruckpegel, der mit der subjektiven Empfindung von Lautstärke korreliert. Die Lautstärke wird üblicherweise in Dezibel (dB) angegeben, welches einen Vergleich des Schalldrucks bezogen auf die menschliche Hörschwelle darstellt.

Der menschliche Hörbereich liegt beim Hörgesunden im Durchschnitt zwischen 20 und 20.000 Hz. Die Lautstärkenwahrnehmung liegt zwischen der unteren Hörschwelle bei 0 dB und der Schmerzschwelle bei ungefähr 130 dB.

Die Auskultation der Lunge befasst sich mit Frequenzen die von unter 50 Hz bis teilweise weit über 2000 Hz reichen können [Schmidt & Thews 1995].

## **1.3 Die Einteilung der Lungengeräusche, ihre Entstehung und die neue Nomenklatur**

Laennec stellte mit seinem 1819 veröffentlichtem Werk „Treatise on Auscultation“ die erste Klassifikation von Lungengeräuschen auf [Laennec 1819]. Er versuchte seine erhobenen Auskultationsbefunde mit pathologischen Veränderungen, die er bei den betreffenden Patienten fand, in Verbindung zu bringen. Wie oben beschrieben unterschied er erstmals zwischen den Geräuschen bei gesunden Patienten, dem normalen Atemgeräusch, und den Nebengeräuschen lungenkranker Patienten.

Sehr umfangreiche Untersuchungen zu den Lungengeräuschen haben dazu geführt, dass im Laufe der Jahre nach Laennec eine Vielzahl von Begrifflichkeiten eingeführt wurde, die teilweise pathoanatomische Veränderungen der Lunge beschreiben (zum Beispiel: Kompressionsatmen), teilweise Geräuscheindrücke wiedergeben (zum Beispiel: Lederreiben). Diese Ausdrücke sind häufig missverständlich und es bestehen große nationale Unterschiede in ihrem Gebrauch, die die zunehmende internationale

Verständigung erschweren. Beispielhaft kann man die vielen Arten aufführen, wie im deutschsprachigen Raum Rasselgeräusche beschrieben werden. Adjektive wie feucht, trocken, ohrnah und ohrfern, fein-, mittel- und grobblasig spiegeln die große Palette der möglichen Beschreibungen wieder. Ein korrekter Gebrauch dieser Vokabeln setzt allerdings eine große klinische Erfahrung voraus, die einem Lernenden nur schwer zu vermitteln ist [Anschütz & Meier-Sydow 1993]. Aus diesem Grund hat die Internationale Gesellschaft für die Erforschung der Lungengeräusche (International Lung Sound Association, ILSA) auf ihrem jährlichen Kongress in Tokio 1985 einen Vorschlag unterbreitet, die Nomenklatur zu vereinfachen und zu vereinheitlichen [Cugell 1987].

So unterscheidet diese neue Nomenklatur grundlegend in Atemgeräusche, die immer vorhanden sind, und Nebengeräusche, die bei bestimmten pathologischen Veränderungen des Lungengewebes zusätzlich vorhanden sein können.

Die Atemgeräusche werden unterteilt in das Normale Atemgeräusch, auch als Vesiculäratmen bezeichnet, das tracheale Atemgeräusch und das Bronchialatmen. Die Nebengeräusche lassen sich nach der ILSA gliedern in kontinuierliche Nebengeräusche und diskontinuierliche. Die kontinuierlichen sind wiederum unterteilt in „Wheezing“ (dt. Pfeifen) und „Rhonchus“ (dt. Brummen). Die diskontinuierlichen Nebengeräusche teilen sich auf in „Fine Crackles“ (dt. Feines Rasseln) und „Coarse Crackles“ (dt. Grobes Rasseln).

---

*Atemgeräusche (immer vorhanden)*

- Normales Atemgeräusch
- Tracheales Atemgeräusch
- Bronchiales Atemgeräusch

---

*Nebengeräusche (zusätzlich vorhanden)*

- kontinuierliche Nebengeräusche
  - Pfeifen
  - Brummen
- diskontinuierliche Nebengeräusche
  - Feine und grobe Rasselgeräusche
- Sonderformen wie Schnarchen und Stridor

---

**Tabelle 1:** Übersicht über die wichtigsten Atemgeräusche nach der neuen Nomenklatur der International Lung Sound Association [Mikami et al. 1987].

Einige klinisch benutzte Ausdrücke, wie zum Beispiel die mittelblasigen Rasselgeräusche oder das Bronchovesiculäratmen, wurden aufgrund ihrer schwierigen



Abgrenzung von den oben erwähnten Klassifikationen nicht in die neue Nomenklatur übernommen.

Im Folgenden sollen die verschiedenen Atem- und Nebengeräusche, ihre Entstehung und Einflussfaktoren näher beschrieben werden.

### **1.3.1 Atemgeräusche**

#### **1.3.1.1 Normales Atemgeräusch**

Das normale Atemgeräusch wird vielfach auch als Vesikuläres Atemgeräusch bezeichnet. Diese Beschreibung entstand aus der Vorstellung, dass das normale Atemgeräusch in den Alveolen entsteht. Wie aber weiter unter noch erklärt werden wird, ist diese Vorstellung aufgrund der jüngsten Forschungsergebnisse nicht wahrscheinlich. Deshalb empfiehlt die International Lung Sound Association diesen Ausdruck nicht mehr zu benutzen und stattdessen besser von normalen Atemgeräuschen zu sprechen [Mikami, Murao, Cugell, Chretien, Cole, Meier-Sydow, Murphy, & Loudon 1987].

Das normale Atemgeräusch ist seit längerer Zeit Gegenstand intensiver Forschung. Gavriely und Mitarbeiter haben es genauer untersucht und fanden Frequenzen im Bereich von 75 bis über 2000 Hz [Gavriely, Palti, & Alroy 1981]. Der Hauptteil liegt bei niedrigen Frequenzen, mit einem Maximum bei 100 Hz. Sie fanden einen exponentiellen Abfall der Frequenzen im Bereich von 100 bis 400 Hz, oberhalb dessen keine charakteristischen Frequenzbanden mehr nachweisbar waren. Um eine Vergleichbarkeit der Messergebnisse zu erreichen, wurden die Frequenzen auf einer logarithmischen Skala aufgetragen, so dass sich der Abfall der Frequenzen oberhalb von 100 Hz linear darstellte. Der Schnittpunkt der so entstandenen Geraden mit einer Achse bei 40dB(A) wurde als Maximal-Frequenz definiert. Sie bestimmten diese Maximal-Frequenz für verschiedene Patienten in Inspiration und Expiration, sowohl für die linke als auch für die rechte Lunge über basalen Lungenabschnitten. Die Maximal-Frequenz für die Inspiration lag bei der linken Lunge bei  $475 \pm 115$  Hz, für die rechte Lunge etwas niedriger bei  $446 \pm 143$  Hz. In Expiration lagen die Werte erwartungsgemäß deutlich darunter. Über den linken Lungenfeldern bei  $284 \pm 47$  Hz und über den rechten Abschnitten bei  $286 \pm 53$  Hz.

Kramann und Mitarbeiter fanden heraus, dass im Frequenzbereich unterhalb 200 Hz eine Durchmischung des Atemgeräuschs mit Muskel- und Herzgeräuschen zu finden ist. Bei Frequenzen unterhalb von 50 Hz ist keine eindeutige Differenzierung des Atemgeräuschs mehr möglich [Kraman 1983a].

In der Pädiatrie wird das Normale Atemgeräusch bei Säuglingen auch als Pueriles Atemgeräusch bezeichnet [Pasterkamp, Powell, & Sanchez 1996]. Dieses unterscheidet sich vom Normalen Atemgeräusch bei Kindern und Erwachsenen durch eine niedrigere Geräuschintensität (niedrigere Amplitude) im Frequenzbereich unterhalb von 300 Hz. Oberhalb von 300 Hz ist der Abfall der Amplitude unabhängig vom Alter des Probanden.

Lange Zeit wurde angenommen, das Normale Atemgeräusch entstünde in den Alveolen, was zu der Bezeichnung „Vesikuläres Atemgeräusch“ geführt hat. Mit Hilfe der modernen Geräuschanalyse-Methoden konnte der Mechanismus der Atemgeräuschenstehung genauer erforscht und besser verstanden werden. Theoretisch kommt jeder Teil des luftführenden Systems der Atemwege - von der Nase bis in die Alveolen - als Entstehungsort in Betracht.

Nach Forgacs und Mitarbeitern ist das auskultierbare Atemgeräusch ein weitergeleitetes Geräusch, das in den mittleren Bronchien seinen Ursprung hat. Dort werden diese Geräusche durch lokale Turbulenzen hervorgerufen, die entweder durch eine plötzliche Richtungsänderung des Luftstroms, durch Oberflächenunebenheiten oder eine Einengung des Bronchialsystems bei starkem Atemfluss entsteht [Forgacs, Nathoo, & Richardson 1971]. Diese Theorie stützte Forgacs auf seine Beobachtungen, dass bei der Einatmung eines Helium-Sauerstoffgemisches sich die Amplitude des gemessenen Atemgeräusches verringert. Dies erklärt sich durch die niedrigere Dichte des eingeatmeten Gasgemisches im Vergleich zur normalen Atemluft. Diese Dichteabnahme reduziert die Entstehung von Turbulenzen und damit auch die Entstehung der Lungengeräusche. Der Mechanismus lässt sich leicht anhand der Formel für die Reynoldssche Zahl nachvollziehen.

#### **Reynoldssche Zahl**

$$\text{Re} = r * v * (r/h)$$

[Re = Reynoldssche Zahl; r = Röhrenradius; v = Flussgeschwindigkeit;  $\rho$  = Gasdichte;  $\eta$  = Gasviskosität]

Ab einer kritischen Reynoldsschen Zahl von 2000 bis 2200 gehen laminare Strömungen in turbulente über. Bei der Einatmung von Helium-Sauerstoff liegt nun der rechnerische Wert für die Reynoldssche Zahl tiefer als für normale Atemluftgemische, weshalb die Wahrscheinlichkeit für die Entstehung von Turbulenzen sinkt. Forgacs stützt seine These auch auf Untersuchungen die belegen, dass die Geräuschintensität des normalen Atemgeräuschs durch bronchodilatatorische Medikamente stark verringert werden kann. Dieses kann man so erklären, dass ähnlich wie im Blutkreislauf die Flussgeschwindigkeit bei zunehmendem

Gefäßquerschnitt deutlich abfällt. Dadurch sinkt auch der Wert für die Reynoldssche Zahl deutlich ab und es kommt nicht mehr zur Entstehung von turbulenten Strömungen und damit auch zu keinen Geräuschphänomenen mehr.

Die Ergebnisse konnten von Anderson und Mitarbeitern bestätigt werden, die eine Zunahme der Lautstärke der Atemgeräusche bei einer mit Histamin provozierten Bronchokonstriktion fanden [Anderson et al. 1990]. Beide Ergebnisse konnten zeigen, dass der Ort der Entstehung des normalen Atemgeräusches innerhalb der Bronchien liegen muss.

Mit Hilfe dieser Theorie von Forgacs konnte auch gezeigt werden, dass distal der Lobärbronchien keine Atemgeräusche mehr entstehen können, da die Flussgeschwindigkeit in diesem Bereich, aufgrund des stark angestiegenen Gesamtquerschnitts, extrem langsam und damit die Strömung laminar ist. Insbesondere in den Alveolen ist fast kein Atemfluss mehr vorhanden und somit ist eine Entstehung von Lungengeräuschen nicht mehr möglich. Aus diesem Grund sollte der tradierte Begriff des „Vesikulären Atemgeräuschs“ nach Meinung der International Lung Sound Association keine Verwendung mehr finden.

Leblanc und Mitarbeiter untersuchten die Lautstärke des normalen Atemgeräuschs zu verschiedenen Phasen des Atemzyklus [Leblanc, Macklem, & Ross 1970]. Sie fanden zu Beginn der Inspiration die größten Amplituden über den oberen Lungenfeldern. Erst bei größeren Atemzugvolumina fanden sich die Maxima im Bereich der unteren Lungenfelder. In einer Untersuchung an 4 gesunden Probanden konnte Kramann einen linearen Zusammenhang zwischen der Geräuschlautstärke der gemessenen Lungengeräusche und der Atemflussstärke an den Lippen feststellen [Kramann 1984]. Diese Ergebnisse konnten in späteren Untersuchungen von Gavriely und Mitarbeitern erweitert werden [Gavriely & Cugell 1996]. Er fand - analog zu früheren Ergebnissen von Olson [Olson et al. 1984] und Shykoff [Shykoff, Ploysongsang, & Chang 1988] - einen exponentiellen Zusammenhang zwischen dem Atemfluss und der gemessenen Geräuschamplitude. Seine Ergebnisse lassen sich in folgender Formel ausdrücken:

$$BSA = k * F^a$$

[BSA = Basale Geräuschamplitude; F = Atemfluss; k und a sind Konstanten  
(a=1,75)]

Zur Beschreibung der lokalen Geräuschproduktion in Bezug auf die lokale Ventilation entwickelte Ploysongsang einen „breath sound index“ [Ploysongsang et al. 1977]. Dieser errechnet sich aus der Quadratwurzel der lokalen Atemlautstärke in Watt pro Quadratzentimeter. Er bestimmte einen Transmissionsindex der Lunge durch die Messung der Schallweiterleitungsrate bei externer Beschallung mit weißem Rauschen

vom Mund aus. Die lokale Ventilation wurde durch eine Ventilationsszintigraphie mit  $^{133}\text{Xe}$  bestimmt. In liegender Position des Patienten konnte kein Zusammenhang zwischen der lokalen Ventilation und dem Breath Sound Index nachgewiesen werden. In aufrecht sitzender Position war der Zusammenhang marginal.

In der Literatur wird in vielen Arbeiten das inspiratorische Atemgeräusch lauter als das expiratorische beschrieben. Die Ursache für dieses Phänomen ist bis heute nicht eindeutig geklärt. Durch das Abziehen der Umgebungsgeräusche von den aufgezeichneten Lungengeräuschen stellte Gavriely einen Vergleich der inspiratorischen und expiratorischen Lautstärken an [Gavriely & Cugell 1996]. An der vorderen Thoraxwand war das inspiratorische Geräusch doppelt so laut wie das expiratorische. An der dorsobasalen Thoraxwand ließ sich noch ein Unterschied von 40% nachweisen, wobei die linke Seite um 32% lauter als die rechte war. Er erklärte seine Ergebnisse durch die Vermutung, dass durch die andere bronchiale Aufteilung mehr Geräusche entstünden. Ebenso vermutete er eine verminderte Filterung des entstandenen Atemgeräuschs auf der linken Seite durch das kleinere Lungenvolumen und das nähere Anliegen der größeren Atemwege an der Thoraxwand.

Das Filterverhalten des Lungengewebes wurde auch intensiv untersucht um die Mechanismen der Schallweiterleitung im Lungengewebe besser zu verstehen. Böhme und Mitarbeiter untersuchten in mehreren Arbeiten das Durchlassverhalten des Lungengewebes auf niederfrequenten Schall [Böhme 1970a; Böhme 1970b; Böhme & Böhme 1971; Böhme & Löw 1969b; Böhme & Löw 1969a]. Sie fanden eine Tiefpassfilterfunktion der Lunge mit einer Grenzfrequenz von ungefähr 400 Hz. Dies bedeutet, dass Frequenzen oberhalb dieser Grenzfrequenz (cut-off-Frequenz) aus dem Spektrum gefiltert werden. Sie fanden auch eine Abhängigkeit der Cut-off-Frequenz vom Zustand des Lungengewebes. Vermehrte Luftansammlung im Lungengewebe, somit eine verminderte Dichte desselben, wie es bei einem Emphysem auftritt, führt zu einer verminderten Schalleitung und damit zu einem Amplitudenabfall. Dies entspricht einem Absinken der Cut-off-Frequenz. Analog dazu führt ein Anstieg der Dichte des Gewebes, wie zum Beispiel bei einem pneumonischen Infiltrat, zu einer verbesserten Leitung des Schalls und damit zu einem Anstieg der Grenzfrequenz.

Um die Geräuschweiterleitung im Lungengewebe zu untersuchen entwickelte Kraman die „Subtractions phonopneumographie“ [Kraman 1980; O'Donnell & Kraman 1982]. Er verglich die am Thorax aufgezeichneten Geräusche von 7 gesunden Männern jeweils mit und ohne ein über einen externen Frequenzgenerator am Mund zugeführtes weißes Rauschen (50 – 500 Hz) [Kraman & Austrheim 1983]. Im Gegensatz zu den oben beschriebenen Ergebnissen von Gavriely, bei denen im Seitenvergleich das inspiratorische Atemgeräusch links lauter als rechts messbar war,

konnte er die weitergeleiteten Geräusche rechts apikal lauter als links nachweisen. Dieses wurde von ihm dadurch erklärt, dass die Trachea direkt dem rechten Lungenflügel anliegt, während sie von dem linken durch das Mediastinum getrennt wird. Dadurch könnte eine direkte Kopplung von Teilen des Rauschens in das umgebende Lungengewebe stattfinden, da bei niedrigen Frequenzen die Trachealwand mitschwingt und so die Schallenergie direkt übertragen werde. Bei hohen Frequenzen verhielte sich die Trachea jedoch näherungsweise wie eine rigide Röhre (aufgrund ihrer großen Masse) die an ihrem distalen Ende zu einem großen Luftvolumen geöffnet sei, in natura zu den Alveolen. Er folgerte aus diesen Ergebnissen, dass die Atemgeräusche – wie oben bereits erläutert – in den großen Atemwegen entstehen, ihre Weiterleitung jedoch über das Parenchym stattfinden muss. In diesen Untersuchungen beobachtete er zusätzlich die Unterschiede zwischen zwei zeitgleichen Aufnahmen über einer Lunge bei einem Mikrofonabstand von 10 cm [Avital et al. 1988]. Es zeigten sich Gemeinsamkeiten in den expiratorischen, keine jedoch in den inspiratorischen Aufnahmen. Daraus folgerte er, dass die expiratorischen Atemgeräusche in den oberen Atemwegen und die inspiratorischen in den distalen großen Atemwegen entstehen. Diese Schlussfolgerung konnte von Bohadana [Bohadana, Kanga, & Kraman 1988] und Mahagnah [Mahagnah & Gavriely 1995] bestätigt werden.

Einen weiteren Beweis für die Weiterleitung der Lungengeräusche durch das Parenchym konnte Austrheim erbringen, indem er zeigen konnte, dass die Lautstärke der übertragenen Geräusche unabhängig vom eingeatmeten Gasgemisch ist [Austrheim & Kraman 1985].

Das bei der Lungenauskultation hörbare normale Atemgeräusch ist also zusammenfassend ein weitergeleitetes Geräusch aus den großen Bronchien. Dieses entsteht durch turbulente Strömungen des Atemflusses im Bronchialsystem und wird über das Lungenparenchym bis an die Thoraxwand übertragen. Der Hauptteil seiner Frequenzen liegt im Bereich zwischen 100 und 400 Hz. Der inspiratorische Anteil des normalen Atemgeräusches entsteht in den distalen größeren Bronchien und ist lauter als der expiratorische, der in den zentralen Atemwegen entsteht.

#### **1.3.1.2 Tracheale Atemgeräusche**

Wie im vorigen Abschnitt erklärt geht man heutzutage davon aus, dass die Lungengeräusche innerhalb der Atemwege entstehen und durch das Lungengewebe weitergeleitet werden und beim Durchtritt durch dieses gefiltert werden. Da sich die Lunge annähernd wie ein Tiefpassfilter verhält, der Frequenzen oberhalb von 400 Hz fast nicht mehr durchlässt, verändert sich das auskultierbare Lungengeräusch mit der Dicke des Lungengewebes unter dem Stethoskop.

So findet man über der Trachea, die nicht oder nur kaum von Lungengewebe umgeben ist, bei Lungengesunden ein Atemgeräusch welches sich im Frequenzspektrum von dem des normalen Atemgeräusches unterscheidet. Im deutschen Sprachgebrauch wird dieses Atemgeräusch als Bronchialatmung bezeichnet. Die von der ILSA vorgeschlagene Nomenklatur spricht vom trachealen Atemgeräusch.

Dieses ist Gegenstand intensiver Forschung, da die Auskultationsstelle relativ leicht zugänglich ist. Zusätzlich kann man anhand des trachealen Atemgeräusches Obstruktionen im Bereich der oberen Atemwege erkennen [Pasterkamp & Sanchez 1992; Rao et al. 1990; Yonemaru et al. 1993], sowie qualitative Aussagen über den Luftfluss machen. Da man anhand der trachealen Atemgeräuschen sehr zuverlässig Apnoephasen und Schnarchgeräusche identifizieren kann, werden sie sehr häufig zur Analyse von Schlafapnoesyndromen eingesetzt [Cumminskey et al. 1982; Pasterkamp, Schäfer, & Wodicka 1996].

Die trachealen Atemgeräusche entstehen durch Turbulenzen des Luftstroms in den oberen Atemwegen, in Pharynx und Larynx.

Eine enge Beziehung zwischen dem Luftfluss und der Geräuschintensität wurde in früheren Studien schon belegt. Dieses wird versucht sich zu nutze zu machen um den Luftfluss durch Geräuschanalysen über der Trachea zu schätzen. Denn auch ein Pneumotachograph am Mund kann die trachealen Atemgeräusche verändern, obschon diese Veränderung bei den normalen Lungengeräuschen kaum nachweisbar ist.

Das Frequenzspektrum der Trachealatmung wurde von Gavriely und Mitarbeitern bestimmt und deckt einen Bereich von 75 Hz bis  $920 \pm 70$  Hz ab [Gavriely, Palti, & Alroy 1981]. Die Amplituden sind bis zu einer bestimmten Grenzfrequenz relativ stabil und fallen dann bei dieser Frequenz steil ab. Gavriely bestimmte diese Frequenz bei 800 Hz. Jüngste Forschungen haben gezeigt, dass das tracheale Frequenzspektrum bestimmte Frequenzspitzen aufweist [Pasterkamp, Kraman, & Wodicka 1997]. Diese entstehen durch Resonanzen der Atemwege.

Die Grenzfrequenz wird laut Sanchez und Pasterkamp von der Körpergröße und damit von der Länge der Trachea bestimmt [Sanchez & Pasterkamp 1993]. Bei Kindern fanden sie höhere Grenzfrequenzen als bei Erwachsenen, so dass mit zunehmender Länge der Trachea die Grenzfrequenz absinkt. In einer zweiten Studie konnten sie eine deutliche Zunahme der Peakfrequenzen des Spektrums um ungefähr 60% feststellen, als sie gesunde Probanden ein Helium-Sauerstoff-Gemisch atmen ließen [Pasterkamp & Sanchez 1996]. Dieser Befund entspricht auch der Beobachtung einer „Mickey-Mouse-Stimme“ beim Sprechen in einer Heliumatmosphäre. Gleichzeitig fanden sie auch einen Abfall der Schallenergie und damit der Lautstärke im Frequenzbereich von 300 bis 600 Hz.

Den Einfluss des Atemflusses auf das Frequenzspektrum des trachealen Atemgeräusches haben Lessard et al. näher beschrieben [Lessard & Wong 1986]. Sie fanden ansteigende Frequenzen bis zu einem Flusswert von 0,75 l/s danach jedoch aber ein Sistieren auf diesem Niveau. Sie konnten keinen linearen Zusammenhang zwischen der mittleren Frequenz, der Frequenz mit der höchsten Amplitude und der maximalen Frequenz mit Flusswerten zwischen 0,25 und 1,50 l/s nachweisen.

#### **1.3.1.3 Bronchiales Atemgeräusch**

Die Bronchialatmung hat vom Frequenzmuster starke Ähnlichkeit mit dem trachealen Atemgeräusch [Mercer 1973]. Der Ort ihrer Entstehung ist allerdings verschieden. Während das tracheale Atemgeräusch in den oberen Atemwegen und dem Pharynx und Larynx entsteht, entsteht das Bronchialatmen im Bronchialbaum in den Bronchien mit einem Durchmesser oberhalb von 4 mm [Loudon & Murphy 1984]. Der charakteristische größere Anteil höherer Frequenzen in der Expiration ist aber nur bei einer Veränderung des Lungengewebes und damit seiner Filtereigenschaften hörbar [Forgacs 1978]. Insbesondere eine Verdichtung des Lungenparenchyms, wie es bei einer Infiltration der Lunge vorkommt, führen zu diesem Phänomen. Die oben erwähnte Tiefpassfunktion des Lungengewebes geht dabei scheinbar zunehmend verloren, was an einer Verschiebung der Grenzfrequenz zu höheren Werten liegt [Martini & Müller 1923].

Ist also ein Atemgeräusch ganz ähnlich dem der Trachealatmung an Stellen des Thorax zu hören, an denen es normalerweise nicht vorkommt, spricht man von Bronchialatmung. Dieses macht man sich in der Diagnostik von pathologischen Prozessen der Lunge zu Nutze. Bronchialatmung kann bei verschiedenen Ursachen haben [Gross 1985]:

1. Die häufigste Ursache für Bronchialatmung ist die *Pneumonie*. Im Rahmen einer bakteriellen Pneumonie kommt es häufig zu einer Infiltration des Lungengewebes. Dies führt dann durch die oben beschriebenen Mechanismen zur Veränderung des wahrgenommenen Geräusches über den konsolidierten Lungenabschnitten.
2. Ein großer *Pleuraerguss* kann die Lunge von unten verdichten. Die Bronchien bleiben dabei aufgrund ihres Stützapparates meistens geöffnet. Im deutschen Sprachraum spricht man in einem solchen Fall auch von „Kompressionsatmen“.
3. Das Atemgeräusch *beim Neugeborenen* kann dem bronchialen Atemgeräusch sehr ähneln. Hier wird auch vom „puerilen“ Atemgeräusch gesprochen. Man geht hier - analog der Entstehung des Bronchialatmens - von einer

verminderten Geräuschfilterung des erzeugten Atemgeräusches durch die geringe Lungenmasse aus.

4. Ausgesprochen selten kann es bei einem *großen, invasiv wachsenden Tumor der Lunge*, der die größeren Atemwege (noch) nicht befallen hat zur Entstehung eines bronchialen Atemgeräusches kommen.

Das bronchiale Atemgeräusch ist bisher im Vergleich zu den anderen Atemgeräuschen relativ wenig erforscht worden. Es liegen deshalb auch noch keine eindeutig klärenden Ergebnisse zum Frequenzspektrum vor. Dieses ist auch dadurch bedingt, dass die individuellen Unterschiede bei Infiltrationen die Weiterleitung des Geräusches stark beeinflussen.

### **1.3.2 Nebengeräusche**

Nebengeräusche sind unabhängig von den Atemgeräuschen. Sie kommen gleichzeitig sowohl mit normalem als auch mit verändertem Atemgeräusch vor. Häufig deuten sie auf pathologische Prozesse innerhalb des Atemapparates hin. Schon Laennec erkannte ihre Bedeutung in der Beurteilung von Auskultationsbefunden. Er bezeichnete alle Nebengeräusche als „râles“. Dies führte zu der inzwischen allgemein gebräuchlichen Bezeichnung „Rasselgeräusche“. Seine Einteilung unterschied feuchte, krepitierende, schleimige und trockene Rasselgeräusche, wobei er die trockenen wiederum in „giemende“, „brummende“ und „pfeifende“ einteilte [Laennec1819].

Edens schrieb in seinem „Lehrbuch der Perkussion und Auskultation“ von 1920, dass man aus den Rasselgeräuschen folgende Rückschlüsse ziehen könne:

Die feuchten bzw. trockenen Rasselgeräusche geben Auskunft über die so genannte „endobronchiale Substanz“, womit er den Bronchialschleim ansprach. Durch die Unterscheidung in grob- bzw. feinblasige Rasselgeräusche wird eine Aussage über die Lokalisation dieser Substanz gegeben, während die Häufigkeit und die Verteilung ein Ausdruck des Ausmaßes der Veränderung sind. Die Beschaffenheit des umliegenden Lungengewebes spiegelt sich schließlich in den akustischen Fortleitungsbedingungen wieder und damit in den Begriffen klingend und nicht klingend [Edens 1920].

Neuere Untersuchungen konnten dieses System aber nicht voll bestätigen. Zusätzlich besteht das Problem, dass durch die vielen Kombinationsmöglichkeiten der verschiedenen Begriffe eine hohe Gefahr besteht, dass die erhobenen Befunde von verschiedenen Untersuchern unterschiedlich gedeutet werden. Auch Laennec war sich dieser Problematik bewusst und schrieb deshalb, dass es leichter sei Nebengeräusche zu hören, als sie zu beschreiben. Die International Lung-Sound Association hat aus diesem Grund auch bei den Nebengeräuschen einen Vorschlag zur Neuordnung der Nomenklatur vorgelegt, der die Lehr- und Lernbarkeit vereinfachen und vor allem



auch vereinheitlichen soll [Mikami, Murao, Cugell, Chretien, Cole, Meier-Sydow, Murphy, & Loudon 1987].

In dieser Nomenklatur wird grundsätzlich in kontinuierliche und diskontinuierliche Nebengeräusche unterschieden. Die Diskontinuierlichen Nebengeräusche lassen sich dann nochmals in feinblasige bzw. grobblasige Rasselgeräusche untergliedern. Die kontinuierlichen Nebengeräusche werden unterteilt in Pfeifen und Brummen. Schließlich sind noch die Sonderformen des Stridors und des Schnarrchens zu erwähnen. Diese Geräusche nehmen eine Sonderstellung ein, da sie auch ohne Stethoskop sehr laut sind und auch unterschiedliche Entstehungsmechanismen aufweisen.

#### **1.3.2.1 Kontinuierliche Nebengeräusche**

Die kontinuierlichen Nebengeräusche zeichnen sich durch ihre – im Vergleich zu den Rasselgeräuschen – verlängerte Dauer aus. Sie sind typischerweise länger als 80-100 Millisekunden, liegen im Frequenzbereich von 100 bis weit über 1000 Hz und besitzen musikalischen Charakter [Akasaka et al. 1975].

Ihre Entstehung ist bis heute noch nicht eindeutig geklärt. Es existieren mehrere Erklärungsansätze. Diskutiert werden Schwingungen des Bronchialsekrets, doch sehr viel wahrscheinlicher sind Schwingungen der Bronchialwände. Gavriely stellte zu diesem Thema mehrere Untersuchungen an [Gavriely et al. 1989a; Gavriely et al. 1989b; Gavriely & Grotberg 1988]. Er konnte ein theoretisches Modell zur Entstehung der kontinuierlichen Nebengeräusche aufstellen. Demnach entstehen sie durch Oszillationen der Atemwegswände bei leicht kollabierenden Wänden und gleichzeitigen Limitationen im Querschnitt. Er konnte zeigen, dass für die Entstehung des Pfeifens eine Reduktion des Atemflusses erforderlich ist. Jedoch entstehen nicht bei jeder dieser Flusslimitationen auch Nebengeräusche. Gavriely zeigte, dass für ein Pfeifgeräusch ein kritischer transpulmonaler Druck überschritten werden muss, der zu einer Verformung der Atemwege führt, die die Oszillationen erst ermöglicht. Demzufolge haben auch Faktoren wie die Spannung auf den Atemwegswänden und ihre Dicke einen Einfluss auf die Frequenz des Pfeifens.

Pfeifgeräusche sind im Vergleich zu den Atemgeräuschen wesentlich einfach detektierbar, da sie in ihrem Frequenzmuster sich deutlich von diesen abheben. Bei einer hohen Geräuschintensität ist die direkte Erkennung des Pfeifgeräuschs durch den Computer möglich, bei niedrigen Intensitäten ist es immer noch durch die optische Auswertung des Frequenzspektrums als Bande zu erkennen [Pasterkamp et al. 1989]. Außerdem sind Pfeifgeräusche bei forcierter Expiration bei den meisten Probanden provozierbar [Beck & Gavriely 1990]. Diese leichte Verfügbarkeit erklärt die intensive Forschung, die sich in letzter Zeit mit den kontinuierlichen

Nebengeräuschen befasst hat. So konnte zum Beispiel anhand der begrenzten Anzahl an Frequenzkomponenten eine Entstehung des Pfeifens in den großen Atemwegen gezeigt werden [Kraman 1983b]. Es wurde versucht, über die Pfeifgeräusche bei forcierter Expiration, einen Anhalt für die Diagnostik des Asthma bronchiale zu erhalten. Dieser Ansatz wurde jedoch wieder verlassen [King, Thompson, & Johnson 1989; Marini et al. 1979; Schreur et al. 1994]. Als geeigneter für diesen Zweck erwiesen sich die spontanen Pfeifgeräusche während der Inspiration bei Erwachsenen [Shim & Williams 1983] und Kindern [Sanchez et al. 1983]. Diese Geräusche sind nicht durch Atemmanöver provozierbar und man nimmt an, dass sie durch regionale Obstruktionen entstehen.

Durch neuere Untersuchungen, die die bronchiale Obstruktion durch den Zusammenhang zwischen dem FEV1-Wert und der Anzahl der Pfeifgeräusche pro Atemzyklus untersuchten, sind erstmals auch nicht invasive Messungen der Bronchialobstruktion ohne eine Unterbrechung des Schlafs möglich. Diese Technik wird teilweise auch schon verwandt [Gross et al. 2001].

Eine Sonderform des Pfeifens mit relativ tiefen Frequenzen unter 300 Hz und einer Dauer von mehr als 100ms, bezeichnet man als Brummen.

#### **1.3.2.2 Diskontinuierliche Nebengeräusche**

Die diskontinuierlichen Nebengeräusche sind durch ihre kurze Dauer unter 20 ms charakterisiert [Hoevers & Loudon 1990; Murphy 1985; Piirila & Sovijarvi 1995]. Zu ihnen werden die grob- und feinblasigen Rasselgeräusche gerechnet.

Rasselgeräusche sind bei einigen pathologischen Veränderungen des Lungengewebes nachweisbar und als diagnostisches Kriterium anwendbar. So sind zum Beispiel bei fibrotischen Veränderungen starke Rasselgeräusche nachweisbar. Diese sind vornehmlich fein und in der frühen Phase der Inspiration. Grobe Rasselgeräusche deuten eher auf eine obstruktive Genese hin. Außerdem können Rasselgeräusche unter anderem bei Asbestose, Herzfehlern, Bronchiektasen, Bronchiolitis und auch bei Pneumonie auftreten. Ebenso kann man aber auch die Information verwenden, dass kaum oder keine Rasselgeräusche vorhanden sind, wie zum Beispiel bei der Sarkoidose [Baughman et al. 1991; Epler, Carrington, & Gaensler 1978; Sovijärvi, Piirila, & Luukkonen 1996].

Bei der Auskultation der Lungengeräusche wird die Unterscheidung in grob- und feinblasige Rasselgeräusche vornehmlich durch deren Tonhöhe bestimmt. Durch die digitale Auswertung der Lungengeräusche sind nun die Charakteristika der beiden Rasselgeräusche objektiviert worden. Zu diesem Zweck wurden von Holford zwei

Parameter eingeführt. Er bestimmte sowohl die Dauer der ersten Halbschwingung als auch die Gesamtdauer der ersten beiden Schwingungen. Mit Hilfe dieser Werte konnte er sehr gut die subjektive Einteilung der Rasselgeräusche nachvollziehen [Holford 1982].

Die Entstehung der diskontinuierlichen Lungengeräusche ist noch nicht vollständig aufgeklärt. Klar ist allerdings, dass sie mehreren Mechanismen unterliegt. Die am häufigsten vertretene Meinung ist, dass sie durch das Platzen von Luftblasen im Bronchialsekret oder das plötzliche Öffnen kleiner Luftwege hervorgerufen werden und demnach am ehesten kleinen „Explosionsgeräuschen“ ähneln [Anschütz & Meier-Sydow 1993]. Ihr häufiges Auftreten bei vielen verschiedenen Pathologien der Lunge und demnach ihre geringe Spezifität führte dazu, dass sie nur sehr eingeschränkt für die digitale Lungengeräusch-Diagnostik Verwendung fanden. Ihre Bedeutung wird aber durch die zunehmende Verbesserung der Technik und damit einer besseren Analysierbarkeit der einzelnen Rasselgeräusche zunehmend größer.

### **1.3.2.3 Schnarchen und Stridor**

Schnarchen und Stridor sind auch Nebengeräusche die beim Atmen auftreten können. Diese unterscheiden sich jedoch von den oben beschriebenen dadurch, dass sie sehr laut sind und auch teilweise nicht innerhalb der Lunge entstehen.

Zum Schnarchen zählt man die Geräusche die während des Schlafens produziert werden. Es entsteht durch Vibrationen der Wände des Oropharynx, kann allerdings auch durch Vibrationen anderer Strukturen hervorgerufen werden. Schnarchen ist häufig assoziiert mit kardiovaskulären Erkrankungen oder einem Schlafapnoesyndrom [Young et al. 1993]. Die Geräusche sind primär in der Inspiration zu finden, können aber auch bei schlafbezogenen Atmungsstörungen expiratorisch vorkommen. Ihre Lautheit wurde mit in mehreren Arbeiten mit einer durchschnittlichen Intensität von über 50 dB(A) gemessen [Gavriely & Jensen 1993; Hoffstein 1994; Prazic 1973; Series, Marc, & Atton 1993]. Spitzenwerte sind bis 90 dB(A) nachweisbar. Dabei umfassen sie ein Frequenzspektrum von 30 bis 250 Hz. Ihre Entstehung wird durch eine inspiratorische Beschränkung des Atemflusses bei einer Zunahme der Atemwegs-Resistance.

Ein Stridor ist ein sehr lautes Pfeifgeräusch, das bei einer morphologischen (fixierte) oder dynamischen Obstruktion im Larynx oder der Trachea auftreten kann. Es ist so laut, dass es teilweise auch ohne Stethoskop hörbar ist. Erfahrene Untersucher können anhand des Geräuschs die Lokalisation der Stenose feststellen. Diese Engstelle kann supraglottisch, glottisch, subglottisch oder tracheal liegen. Extrathorakale Obstruktionen führen dabei zu einem inspiratorischen Stridor, während intrathorakale Stenosen zu einem expiratorischen Stridor führen.

Der Stridor ist dabei charakterisiert durch einen hervorstechenden Peak bei 1 kHz im Frequenzspektrum. Dieser ist bei einer fixierten Obstruktion konstant und wird bei dynamischen Obstruktionen (zum Beispiel bei Tracheomalazie) moduliert [Cotton & Reilly 1983].

#### **1.4 Standards der digitalen Auskultation**

Seit den ersten Aufzeichnungen von Lungengeräuschen in den 50er Jahren des letzten Jahrhunderts wurde die elektronische Auskultation stetig weiterentwickelt. Mit der Einführung der Computertechnik hat diese Entwicklung einen weiteren bedeutenden Schritt nach vorn gemacht. So konnten ab dann leichter Daten digitalisiert und auch digital gespeichert werden. Analog der Entwicklung auf dem Gebiet der Rechenleistung und Speichermedien ist gleichzeitig auch die digitale Auskultation entwickelt worden.

Da an verschiedene Zentren weltweit auf dem Gebiet der Lungengeräusche geforscht wird und kein einheitliches System der Datengewinnung und -bearbeitung besteht, hat sich eine Gruppe von Wissenschaftlern in einem von der EU geförderten Projekt zusammengetan, um einen Katalog von Mindestanforderungen an die digitale Auskultation aufzustellen. Das CORSA-Projekt („Computerized Respiratory Sound Analysis“) hat seine Ergebnisse 2000 veröffentlicht. Vannuccini und Kollegen stellen darin eine Auflistung vor, die die technische Seite der Aufzeichnung von Lungengeräuschen betrifft [Vannuccini et al. 2000]. So empfehlen sie z.B. die Benutzung von piezoeletrischen Kontaktsensoren oder alternativ von luftgekoppelten Kondensator-Mikrofonen. Für den Koppler der Mikrofone schlagen sie einen konischen Schallaufnahmetrichter vor, der einen Durchmesser zwischen 10 und 25 mm haben sollte. Sie sollten außerdem akustisch abschirmend gebaut und mit abgeschirmten Kabeln versehen sein. Für die Weiterverarbeitung des Signals schlagen sie eine Hochpass-Filterung mit 60 Hz vor um Herzgeräusche zu minimieren, außerdem eine Tiefpass-Filterung die oberhalb der interessanten Frequenzen liegt, jedoch nicht größer als die Hälfte der Samplingrate (= Nyquist-Frequenz) ist. Alle diese Anforderungen wurden in dieser Arbeit berücksichtigt und umgesetzt (siehe Methodenteil).

Die weiteren Empfehlungen des Berichtes der CORSA-Gruppe beziehen sich auf die Veröffentlichung von Daten die Analysemethoden und die Anforderungen an die digitale Weiterverarbeitung der Daten. Auch hier wurde – sofern nötig – versucht, den gesetzten Standards zu entsprechen.

### **1.5 Einflussfaktoren auf die Aufzeichnung von Lungengeräuschen**

Um eine größere Aussagekraft der aufgezeichneten Lungengeräusche zu erreichen, ist es wichtig den Einfluss äußerer und innerer Faktoren auf diese zu kennen. So untersuchten Mahagnah und Gavriely zum Beispiel die Wiederholbarkeit ihrer Aufzeichnungsergebnissen [Mahagnah & Gavriely 1994]. Dazu wurden 5 gesunde Männer an 2 Tagen im Abstand von einer Woche gemessen. An jedem dieser Tage wurden zwei Messungen im Abstand von je 30 Minuten immer an der gleichen Position gemacht. Sie fanden keine signifikanten Unterschiede der Atemgeräusche sowohl am gleichen Tag als auch in den Nachmessungen. Allerdings zeigte sich auch, dass schon eine geringe Veränderung der Messposition die Ergebnisse verändern kann. Dieses wurde auch von Ploysongsang in einer späteren Arbeit bestätigt [Ploysongsang, Iyer, & Ramamoorthy 1991].

Den Einfluss von anthropometrischen Daten auf die Lungengeräusche untersuchten Gross et al. in mehreren Studien. Er untersuchte 162 Probanden, bei denen die Atemgeräusche an vier standardisierten Positionen aufgezeichnet wurden, und bestimmte die relative Power des Frequenzspektrums für die Frequenzen von 60-330 und von 330-600 Hz [Gross et al. 2000]. Er konnte in diesen Frequenzbereichen einen signifikanten Unterschied für Männer und Frauen, jedoch keinen Unterschied für Raucher und Nichtraucher nachweisen. Im oberen Frequenzbereich von 330-600 Hz zeigte sich ein kleiner Anstieg der relativen Power mit zunehmendem Alter unabhängig sowohl für Männer als auch für Frauen. Dieser war zwar nachweisbar, doch liegt er nach Gross innerhalb der Streubreite der großen interindividuellen Unterschiede und muss deshalb nicht bei der Analyse pathologischer Lungengeräusche berücksichtigt werden. In einer zweiten Studie untersuchte er den Einfluss der Fettschichtdicke auf die Schalleitung am Thorax. Aus der klinischen Praxis besteht die Erfahrung, dass die Auskultation bei adipösen Patienten erschwert ist und die auskultierten Geräusche leiser erscheinen. An einer großen Anzahl an Probanden wurde an den gleichen Standardpositionen die lokale Dicke der subkutanen Fettschicht mit Hilfe eines Skinfold-Calipers bestimmt und mit den Aufzeichnungen korreliert [Fachinger et al. 2000]. Es zeigten sich geringe, teils signifikante, doch nicht in allen Messungen nachweisbare Korrelationen. Aber auch diese liegen in der Varianz der interindividuellen Unterschiede und müssen deshalb bei der digitalen Analyse pathologischer Lungengeräusche nicht berücksichtigt werden.

### **1.6 Pneumonie: Definition, Klinik und Stellenwert**

Da diese Arbeit von den akustischen Phänomenen der Lungenentzündung handelt, soll im Folgenden kurz die Begrifflichkeit, die klinische Symptomatik sowie die Bedeutung der Erkrankung angesprochen werden.

Unter der Pneumonie versteht man im deutschen Sprachraum eine Entzündung des am Gasaustausch beteiligten Lungenparenchyms. Man unterscheidet ferner verschiedene Arten der Lungenentzündung anhand ihres Ausbreitungsmusters. Die Lobärpneumonie entsteht bei uneingeschränkter Verbreitung von bakteriellen Erregern in einem Lungenlappen, meist im Rahmen einer mangelhaften Immunreaktion. Die weitere Ausbreitung wird durch die Pleura behindert, so dass die Entzündung auf einen Lungenlappen beschränkt bleibt. Bei adäquater Immunreaktion auf bakterielle Erreger kommt es zu einer Herdpneumonie, die mehrere umschriebene Herde zeigen kann. Virale Entzündungen des Lungengewebes sind - häufig im Rahmen einer Immunsuppression - vorwiegend im alveolären und extraalveolären Lungeninterstitium lokalisiert [Riede & Schäfer 2002].

Die Klinik der Pneumonie kann vielgestaltig sein und ist in großem Maße abhängig vom Immunstatus des Erkrankten, von der Virulenz des Erregers sowie von eventuell begleitenden Erkrankungen oder Vorerkrankungen. Exemplarisch sollen hier nur die „klassischen“ Symptome einer Pneumokokken-Pneumonie kurz aufgeführt werden, da diese die häufigste außerhalb des Krankenhauses erworbene Form einer Pneumonie darstellt:

Die Erkrankung beginnt meist plötzlich mit hohem Fieber und nicht selten auch Schüttelfrost. Häufig sind auch Husten mit rostbraunem Sputum, sowie Atemnot mit evtl. eingeschränkter Atembeweglichkeit des Thorax auf der erkrankten Seite. Bei der körperlichen Untersuchung findet man über den entzündlich infiltrierten Lungenabschnitten bronchiales Atemgeräusch und feinblasige, klingende Rasselgeräusche, die aber auch in 50% der Fälle fehlen können [Melbye 1999]. Ebenso kann man eine positive Bronchophonie und einen positiven Stimmfremitus diagnostizieren.

Im Röntgen-Thorax-Bild sind dichte, relativ scharf begrenzte, großflächige Verschattungen mit positivem Bronchopneumogramm auffällig. Allerdings gibt es häufig große Unterschiede in der Bewertung der Röntgen-Thorax-Bilder, abhängig von der jeweiligen Erfahrung des Befundenden [Melbye et al. 1992].

In der Labordiagnostik ist zuerst ein Anstieg des C-reaktiven-Proteins (CRP) und später auch eine Beschleunigung der Blutsenkungsgeschwindigkeit (BSG) sowie eine Leukozytose mit Linksverschiebung zu erwähnen [Herold 2002]. Melbye untersuchte die Verlässlichkeit des C-Reaktiven-Proteins und der Blutsenkungsgeschwindigkeit für die Diagnosestellung bei Pneumonien [Melbye, Straume, & Brox1992]. Er konnte zeigen, dass beide Parameter wertvolle Ergänzungen zu den klinischen und radiologischen Befunden darstellen. So bekräftigten CRP-Werte über 50 mg/l die Verdachtsdiagnose Pneumonie sehr, während Werte zwischen 20 und 50 mg/l eher für einen nicht-pneumonischen respiratorischen Infekt sprächen.

Es herrscht vielerorts die Überzeugung, dass die Lungenentzündung mit der Einführung des Penicillins besiegt worden sei und dass sie heutzutage nicht mehr den Schrecken früherer Tage darstellt. Die tatsächliche Bedeutung der Pneumonie auch und gerade in Industrieländern soll kurz anhand einiger Zahlen belegt werden:

Die Pneumonie ist in den Industrieländern weltweit gesehen die häufigste Todesursache durch Infektionskrankheiten. Bezogen auf die gesamte Weltbevölkerung ist sie die dritthäufigste Todesursache überhaupt. So kommt es nach Schätzungen weltweit jährlich zu etwa zwei Millionen tödlich verlaufenden Pneumokokkeninfektionen [Riede & Schäfer 2002]. In Deutschland sterben jährlich ungefähr 13.000 Menschen an einer Pneumonie, hierbei sind vor allem Menschen jenseits des 65. Lebensjahres betroffen [Klotz & Zafari 1996]. Obwohl die antibiotische Therapie der Pneumonie in den letzten Jahrzehnten drastisch verbessert wurde, stellt die nosokomial erworbene Pneumonie in den Industrieländern immer noch die häufigste Ursache von Todesfällen durch infektiöse Krankheiten bei hospitalisierten Patienten dar. Besonders hoch liegt die Inzidenz bei Patienten auf Intensivstationen.

Die Volkswirtschaftlichen Kosten, die durch Pneumonieinfektionen entstehen sind immens. Es wird geschätzt, dass allein in den Vereinigten Staaten von Amerika jährlich 4 Millionen Patienten eine Lungenentzündung entwickeln. Davon wiederum sind ungefähr 25%, also 1 Million Patienten so schwer erkrankt, dass ein stationärer Aufenthalt notwendig wird. Daraus ergeben sich in den USA jährlich 10,2 Millionen Bettentage. Weiterhin geht man davon aus, dass auf diese 4 Millionen Erkrankten insgesamt 20 Millionen Arztconsultationen entfallen [Fein et al. 1999].

## **2.0 Fragestellung der Arbeit und Grundgedanken zum Lösungsansatz**

*Ist es möglich, mit Hilfe der computerbasierten Analyse von Lungengeräuschen - die bei einseitiger Pneumonie auftretende - Bronchialatmung automatisch und zuverlässig zu detektieren und damit eine Diagnose zu stellen?*

Zur Beantwortung dieser Frage wurde versucht, die auskultatorische Charakteristik der Bronchialatmung, die expiratorisch höheren Frequenzen, in einem Algorithmus auszudrücken, der es einem Computer erlaubt, die subjektiven Höreindrücke objektiv nachzuvollziehen. Dieser Algorithmus soll also Bronchialatmung selbstständig erkennen können.

Da allerdings die Lungengeräusche – bei guter, personenbezogener Wiederholbarkeit - starken interindividuellen Schwankungen unterliegen [Mahagnah & Gavriely 1994], muss analog der direkten Auskultation ein Seitenvergleich zur Diagnosefindung durchgeführt werden. In Voruntersuchungen der Arbeitsgruppe zeigte sich, dass absolute Schwellenwerte aufgrund der erwähnten Schwankungen für eine automatische Detektion nicht sinnvoll erscheinen.

Um die Aussagekraft des Parameters weiter zu untersuchen, wurden die untersuchten Patienten einer Nachuntersuchung unterzogen. Zusätzlich wurden Messungen gesunder Probanden in die Untersuchung mit einbezogen, um die physiologische Streuung des Parameters abzuschätzen.

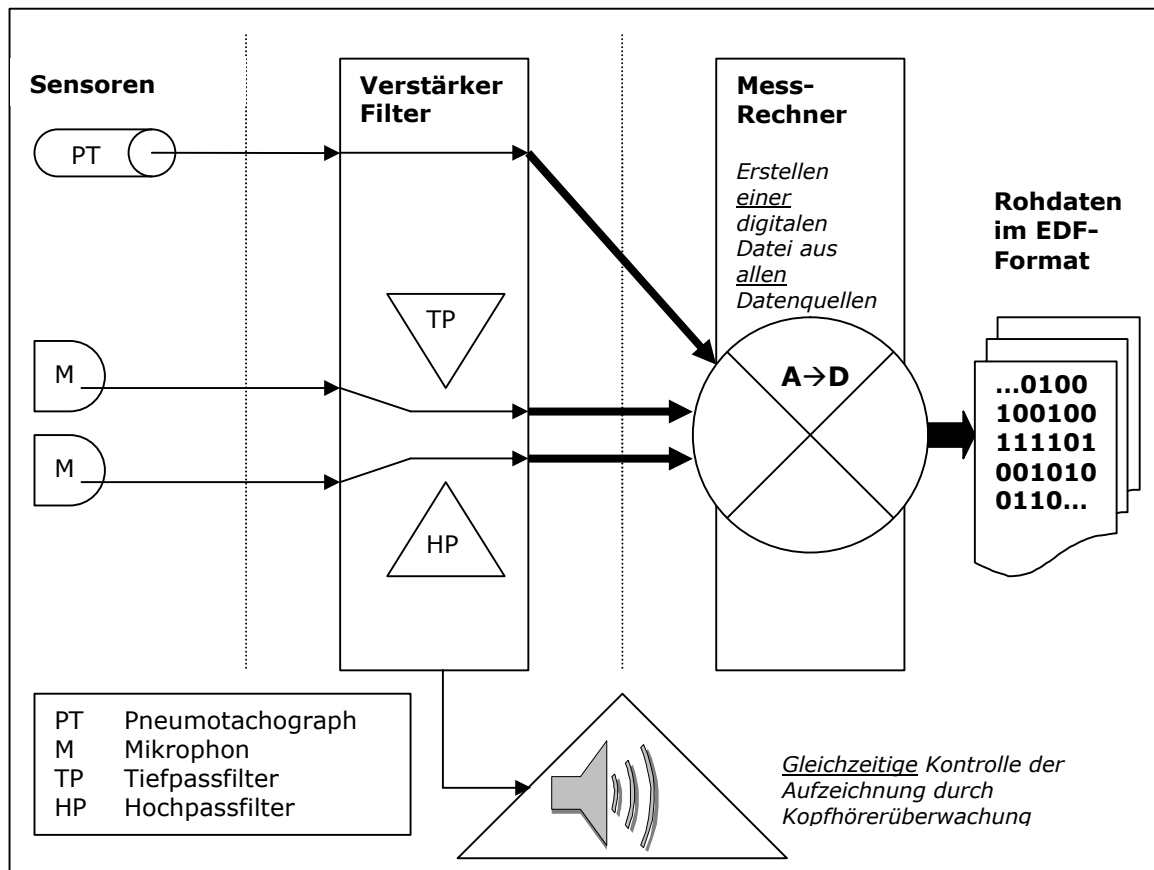


### **3.0 Methodik der Datenerfassung**

#### **3.1 Das Aufnahmesystem**

Momentan existieren auf dem medizintechnischen Markt mehrere Geräte zur Aufzeichnung und Auswertung von Lungengeräuschen (PNP Fonopneumografo, Carex European Group S.P.A., Arezzo, Italien; Helsinki Lung Sound Analyser HELSA, Pulmer Ltd. Helsinki, Finnland; RALE, PixSoft Inc., Winnipeg, Kanada; PulmoTrack, Karmel-Medical Acoustic Technologies, Haifa, Israel)[Earis & Cheetham 2000]. Allerdings sind diese Geräte jeweils spezialisiert auf ein bestimmtes Atem- oder Nebengeräusch. Sie eignen sich nicht zur Erfassung des gesamten Spektrums der Lungengeräusche und auch nicht zu einer gezielten, einzelnen Betrachtung von In- und Expiration. Aus diesem Grund musste ein eigenes Gerät erstellt werden, welches den Anforderungen - zur Beantwortung der Fragestellung - gerecht wird.

Aus vorausgegangenen Studien innerhalb der Arbeitsgruppe, hat sich eine bestimmte Kombination aus Mikrofonen und Geräten als besonders geeignet erwiesen. Diese Kombination lässt sich in drei funktionelle Einheiten gliedern. Erstens die Sensoren, welche die Daten am Patienten registrieren, in unserem Fall luftgekoppelte Mikrofone und Atemfluss-Sensor (Pneumotachograph). Zweitens die Verstärker- und Filtereinheit, die die relativ schwachen Eingangssignale filtert und verstärkt und drittens der eigentliche Messrechner, der die Daten aufzeichnet und zur weiteren Bearbeitung in ein einheitliches Datenformat umschreibt (European Data Format = EDF).



**Abbildung 1:** Schemazeichnung des Aufnahmesystems

### 3.1.1 Sensoren

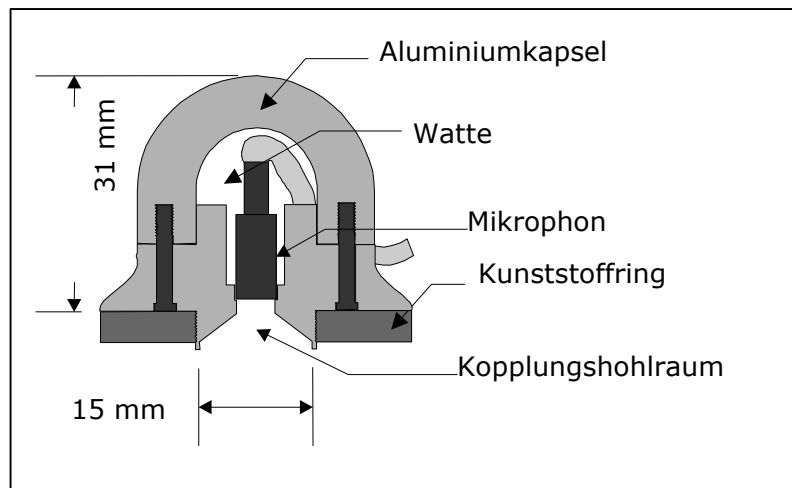
#### 3.1.1.1 Mikrofone und Mikrofon-Koppler

Die Aufnahme der Lungengeräusche erfolgte mit zwei luftgekoppelten Elektret-Mikrofonen (Sony ECM 77-Elektret Mikrofon; Sony Inc., Tokio, Japan). Diese wurden auch schon von anderen Arbeitsgruppen verwendet [Pasterkamp et al. 1993].

Um eine möglichst gute Übertragung des Schalls vom Patienten zum Mikrofon zu erreichen, wurden Koppler benutzt, die einen Schallaufnahmetrichter besitzen. Dieser Trichter hat einen Durchmesser von 15 mm im unteren Teil, dies entspricht einer Schallaufnahmefläche von 176,70 mm<sup>2</sup>.

Bei der äußeren Form wurde versucht, dem Ideal einer Kugel relativ nahe zu kommen, da so Mehrfachreflexion von Umgebungsgeräuschen reduziert werden können.

Die genauen Abmessungen der Kopplergehäuse sind in der folgenden Zeichnung aufgeführt.



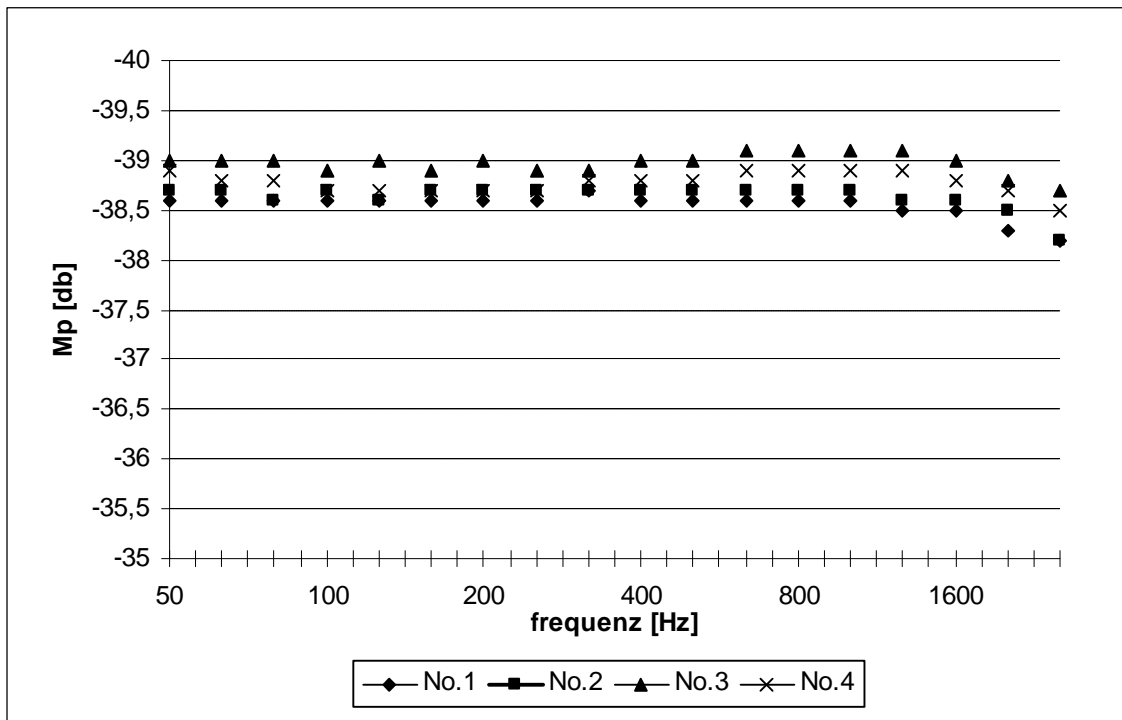
**Abbildung 2:** Aufbau des Kopplers

Die Kopplergehäuse wurden mit doppelseitigen Kleberingen auf der Haut des Patienten befestigt. Um eine bessere Haftung zu erzielen, wurde die Haut zuvor mit Alkohol abgerieben und wenn nötig rasiert.

Als Material für die Koppler wurde Aluminium gewählt. Aluminium hat gegenüber anderen Metallen den Vorteil eines erheblich reduzierten Gewichtes, was die Befestigung auf der Haut des Patienten stark erleichtert. Und gegenüber leichteren Kunststoffen hat es den Vorteil einer besseren Abschirmung der Umgebungsgeräusche. Voruntersuchungen innerhalb der Arbeitsgruppe konnten zeigen, dass die Schallreflexionseigenschaften von Aluminium bei dieser Gehäuseform kaum unter denen von schwereren Metallen liegen. Zuvor benutzte, baugleiche Modelle aus Messing erwiesen sich als zu schwer für einen längeren Einsatz, da deren Eigengewicht zu einem schnelleren Ablösen der Kleberinge führte.

Die Koppler und Mikrofone wurden im Fachlaboratorium 1.41 der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt in Braunschweig auf ihre Vergleichbarkeit hin überprüft (Zertifikat Nr. 1385, PTB 1997). Im getesteten Frequenzbereich von 50 bis 2500 Hz waren nur äußerst geringe Unterschiede festzustellen.

Deshalb können die Aufnahmen beider Mikrofone miteinander verglichen werden. Um jedoch auch durch diese minimalen Abweichungen keinen systematischen Fehler zu begehen, wurde die Verteilung der Mikrofone auf die Auskultationsstellen randomisiert.

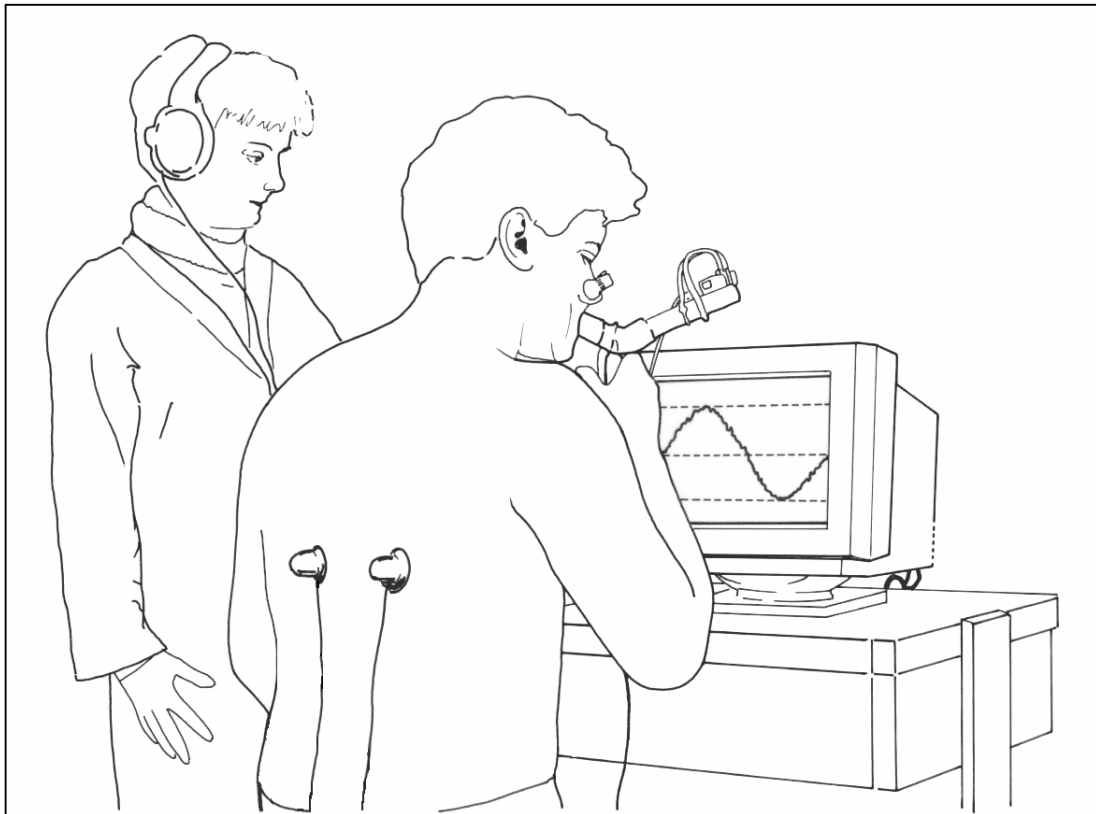


**Abbildung 3:** Übertragungscharakteristik der 4 benutzten Mikrophone (Zertifikat Nr. 1385, PTB 1997).

### 3.1.1.2 Der Pneumotachograph

Der Atemfluss hat Einfluss auf die Verteilung der Amplituden im Frequenzspektrum [Kraman 1986]. Aus diesem Grund ist es wichtig, dass die Fluss-Werte für alle Messungen möglichst gleich sind [Schreur et al. 1992].

Der durchschnittliche Atemfluss des Patientenkollektivs variiert allerdings sehr. Wie eingangs schon beschrieben fanden Lessard und Mitarbeiter einen Einfluss des Atemflusses auf das Frequenzspektrum des trachealen Atemgeräuschs bis zu einem Wert von 0,75 l/sec [Lessard & Wong 1986]. Dieser Wert sollte also minimal immer erreicht werden. Da jedoch auch die Lautstärke des Atemgeräuschs mit zunehmendem Flow ansteigt, kann man die Signalqualität, d.h. den Signal-Rausch-Unterschied, durch höhere Flusswerte verbessern. Dem wiederum steht die häufig schwere Erkrankung der Patienten und die damit verbundene Unmöglichkeit hohe Flusswerte zu erreichen, entgegen. In einigen vorherigen Untersuchungen hat sich gezeigt, dass für fast alle Patienten ein Flow-Wert von 1,3 l/sec ohne große Anstrengung erreichbar ist. Deshalb, und um eine Vergleichbarkeit der Werte zu gewährleisten, sollten alle Messungen einen maximalen Flusswert von 1,3 l/sec aufweisen.

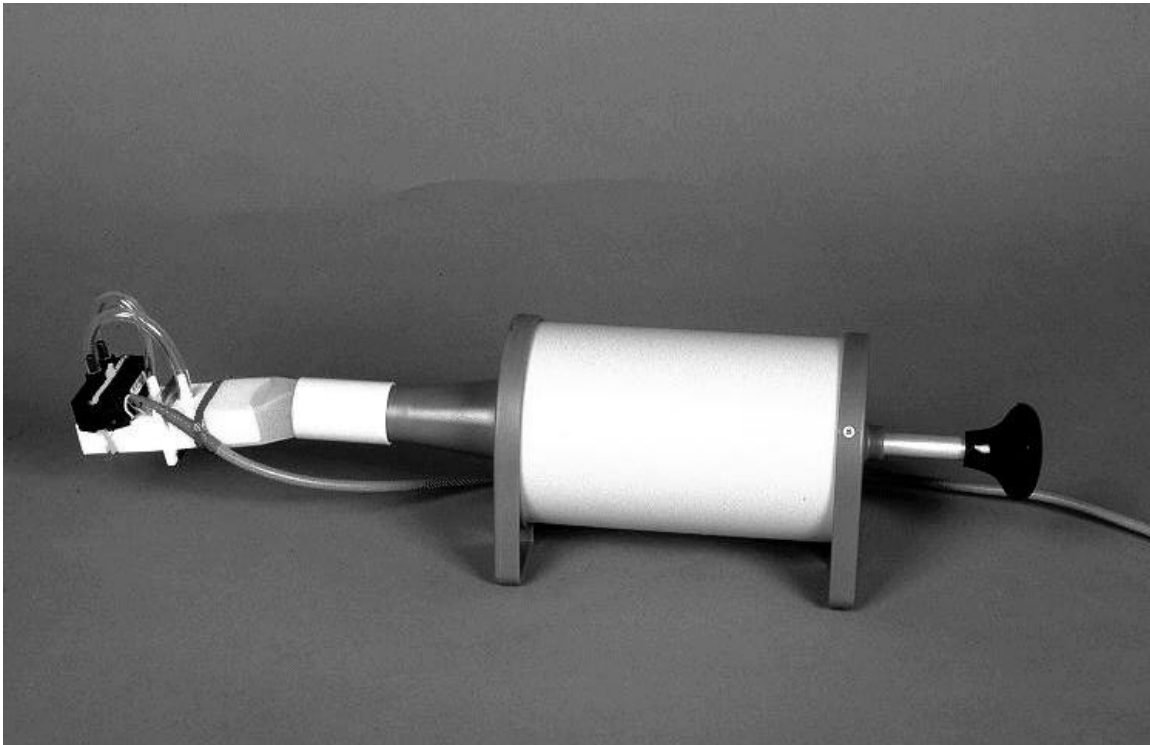


**Abbildung 4:** Selbstkontrollierte Atmung

Zur Atemfluss-Registrierung wurde eine Kombination aus einem Pneumotachographen (Blendenspirozeptor 974010 Siemens; Drucksensor: 160PC, Honeywell-Microswitch Minneapolis) und einem Signal-Verstärker (TP-MF-01-48-B, GEP AmbH München) benutzt. Die Werte wurden dann zeitgleich auf einem Monitor – für den Patienten sichtbar - angezeigt. Dadurch bot sich die Möglichkeit der Kontrolle des Atemflusses. Zum einen für den Patienten selbst, der angewiesen war mit den Maxima seiner Atem-Flusskurve möglichst genau eine Markierungslinie zu erreichen, die bei  $+1,3$  l/sec und  $-1,3$  l/sec angezeigt wurde. Zum zweiten aber auch für den Untersucher, der so die Qualität der Messung des Luftflusses objektiv beurteilen konnte.

Vor und nach jeder Messung wurde eine Kalibrierungsmessung durchgeführt, bei der ein definiertes Volumen von einem Liter zur Erzeugung eines Volumenflusses benutzt wurde. Diese Kalibrierung diente dazu, die Einflüsse von Temperatur und Luftdruck auf die Messeigenschaften des Pneumotachographen zu berücksichtigen.

Das Flow-Signal wurde weiterhin zur Einteilung der Atemphasen in Inspiration und Expiration, sowie zur Bestimmung der Fenster benutzt, die für die Fast-Fourier-Transformation verwendet wurden.



**Abbildung 5:** Der Pneumotachograph und das Kalibriervolumen (1 Liter)

### 3.1.2 Verstärker und Filtereinheit

Sowohl die Mikrofone als auch der Pneumotachograph wurden an eine Verstärkereinheit angeschlossen, in die je auch eine eingebaute Filter-Funktionskarten integriert ist.

Es waren für jeden Mikrofonkanal jeweils eine Hochpass- (GEPAmbH HP-MF-01-48-B) sowie eine Tiefpass-Filterkarte (GEPAmbH TP-MF-01-48-B) so kombiniert, dass sie zusammen als Bandpassfilter fungierten. Die Dämpfung der Filter betrug 48 dB pro Oktave und die Charakteristik der Filter entsprach einer Butterworth-Schaltung. Im Bereich zwischen den Frequenzgrenzen lag eine gleichmäßige Verstärkungscharakteristik vor, die in Stufen von 1 bis 1000 frei gewählt und damit den Bedürfnissen angepasst werden konnte. Die Grenzfrequenzen der Filter wurden so gewählt, dass das passierende Frequenzband zwischen 60 und 2100 Hz liegt. Damit wurde versucht, die Atemgeräusche, die bei physiologischer Atmung durchschnittlich im Frequenzbereich zwischen 75 und 400 Hz liegen [Gavriely, Palti, & Alroy 1981], aber auch die bronchialen Atemgeräusche, die durch Frequenzen bis zu 1800 Hz charakterisiert sind [Dalma et al. 1995], widerzuspiegeln. Die untere Grenze des Bandes wurde bei 60 Hz gewählt, um möglichst viele Anteile der Herzgeräusche, die verstärkt unterhalb dieser Frequenz liegen, herauszufiltern, dabei aber möglichst wenig Information zu verlieren. Die obere Grenze ergibt sich aus der Abtastrate und dem Bereich der interessierenden Frequenzen.

### **3.1.3 Der Messrechner und der A/D-Wandler**

Die gefilterten und verstärkten, analogen Ausgangssignale wurden von einer Analog-Digital-Wandlerkarte in binäre Daten gewandelt. Hierzu wurde eine SORCUS M4/486-Karte und ein M-AD12-16-Modul verwendet, mit einer Abtastrate von 5512 Hz. Dies ist wichtig, da zur korrekten Digitalisierung eine mindestens doppelt so hohe Abtastrate, wie die größte interessante Frequenz, nötig ist. 5512 Hz ist eine bei PC-Soundkarten übliche Abtastrate, die leicht in gängige Dateiformate zu überführen ist. Die digitalisierten Daten wurden dann auf der Festplatte des Messrechners (486 DX/33 PC) gespeichert. Die Daten aller drei aufgezeichneten Kanäle wurden in einer einzigen digitalen Datei im European Data Format (EDF) abgelegt.

Um die Emission von Störgeräuschen zu reduzieren wurde der Messrechner nach außen durch eine Schaumstoffummantelung abgeschirmt, da sowohl der Lüfter als auch die Festplatte Störgeräusche erzeugen, die im zu untersuchenden Frequenzbereich liegen.

## **3.2 Die Messung**

### **3.2.1 Erfassung des Krankheitsverlaufs**

Von jedem Patienten wurde eine die Pneumonie betreffende Krankheitsanamnese erhoben und auf einem vorgefertigten Protokoll dokumentiert (siehe Anhang). Die anthropometrischen Parameter Größe, Gewicht und Alter wurden einmalig erfasst. Ebenso wurde einmalig eine pulmonologische Anamnese erhoben. Hierbei wurden vor allem eventuelle Grundkrankheiten, Expositionen mit Stäuben oder Dämpfen, Nikotinkonsum und evtl. Tuberkulose-Infektionen erfragt. Zu jeder Messung wurden dann zusätzlich die Vitalparameter wie Puls, Blutdruck und Körpertemperatur sowie eventuelle aktuelle Veränderungen des Status dokumentiert. Weiterhin wurde jeweils eine Untersuchung der Lunge mit Inspektion, Palpation, Perkussion und Auskultation durchgeführt und vermerkt.

Als messbare Parameter des Krankheitsverlaufs wurden laborchemische und radiologische Befunde miterfasst. Bei den Laborwerten insbesondere das C-reaktive Protein (CRP), die Leukozytenzahl sowie die Blutkörperchensenkungsgeschwindigkeit (BSG).

### **3.2.2 Ablauf einer Messung**

Messungen wurden vorzugsweise in Einzelzimmern bzw. in ruhigen Räumen auf den Stationen durchgeführt, um Störgeräusche zu vermeiden, die die Auswertung erschweren.

Die Position der zwei Mikrophone wurde durch Auskultation bestimmt. Ein Mikrophon wurde an der Stelle der größten Intensität der - auskultatorisch bestimmten - Bronchialatmung gewählt. Das zweite wurde dann symmetrisch auf der kontralateralen Seite aufgeklebt. Wenn keine Stelle der größten Intensität bestimmbar war, wurde beidseits der 8. ICR in der Medioscapularlinie als Position gewählt. Die Verteilung der Mikrofone auf die Seiten wurde randomisiert.

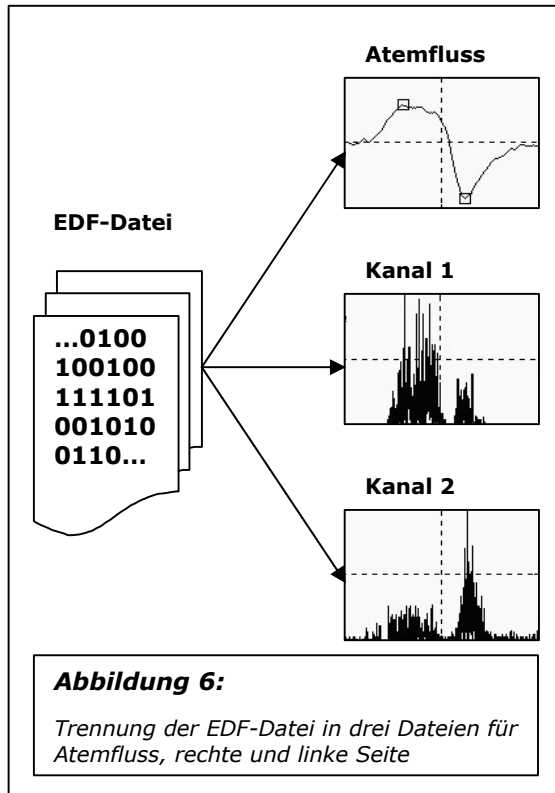
Die Messungen wurden durchweg bei entkleidetem Oberkörper im Sitzen durchgeführt, um Reibeartefakte durch Kleidung oder Bettdecken zu vermeiden. Die Nasenatmung wurde durch eine in der Lungenfunktionsdiagnostik übliche Nasenklammer unterbunden.

Um einen bestmöglichen Halt der Kleberinge auf der Haut zu gewährleisten, wurde die entsprechende Stelle zuvor mit Hautdesinfektion abgerieben und gegebenenfalls rasiert. Nachdem die Mikrophone aufgeklebt waren, wurde die Schallübertragung durch einen Kopfhörer an der Verstärker-Einheit kontrolliert. Hier konnte dann die Verstärkung angepasst werden, die allerdings für alle Kanäle identisch sein muss, um eine Auswertbarkeit zu ermöglichen.

Vor der eigentlichen Messung wurde der Pneumotachograph mit einem definierten Volumen von 1 Liter kalibriert. Anschließend wurde mit dem Patient die Messung simuliert, damit dieser sich an das Atmen durch den Pneumotachographen gewöhnen konnte. Der Patient sollte nach Anweisung versuchen die auf dem Monitor gezeigten Volumen-Fluss-Grenzwerte von 1,3 l/sec mit der eigenen Fluss-Kurve möglichst exakt zu erreichen.

Während der eigentlichen Messung wurden die Mikrophon-Kanäle durch den Kopfhörer kontrolliert. Direkt an die Aufnahme anschließend wurde eine zweite Kalibrierung des Pneumotachographen vorgenommen.





### 3.3 Die Auswertung

Die aufgezeichneten Daten liegen im EDF-Format (European Data Format) als Datei vor, dies ermöglichte eine zeitlich und örtliche getrennte Auswertung der Messung. Um die Daten in das Analyse-Programm einlesen zu können, mussten die einzelnen Kanäle voneinander getrennt werden und als eigene Datei exportiert werden. Dafür war es auch wichtig, mehrere gut geeignete, d.h. möglichst störungsfreie Respirationszyklen für den Export auszuwählen. Es wurden für jeden Patienten mindestens vier zusammenhängende Atemzyklen in die Auswertung aufgenommen.

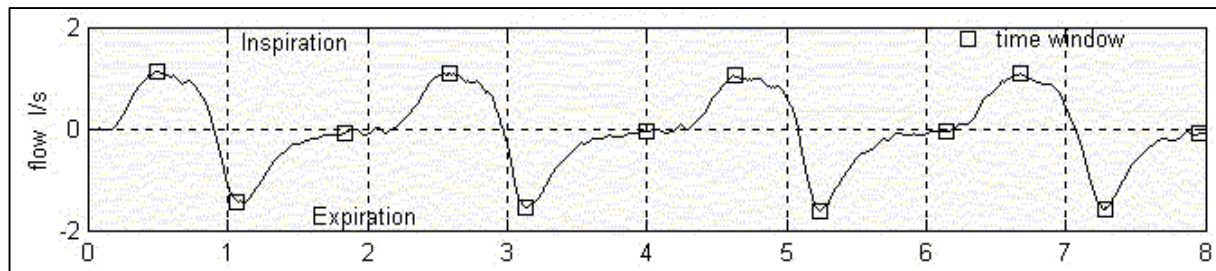
Der Analyse-Algorithmus, der der benutzten Auswerte-Routine zu Grunde liegt ist die Fast-Fourier-Transformation (FFT). Sie beruht darauf, dass man eine beliebige periodische Funktion (z.B. das zu analysierende Signal) durch eine Summe von Sinus- und Kosinusfunktionen darstellen kann. Analog zu der Definition eines Geräusches als Summe aus verschiedenen Tönen lässt sich das Signal in verschiedenen Sinusschwingungen zerlegen, die dann durch ihre Frequenz und ihre Amplitude definiert sind.

$$F = \sum_{ab} A \cos ax + B \sin bx$$

#### Die Fast-Fourier-Transformation

Darstellung einer beliebigen periodischen Funktion durch eine Summe von Sinus- und Kosinusfunktionen.

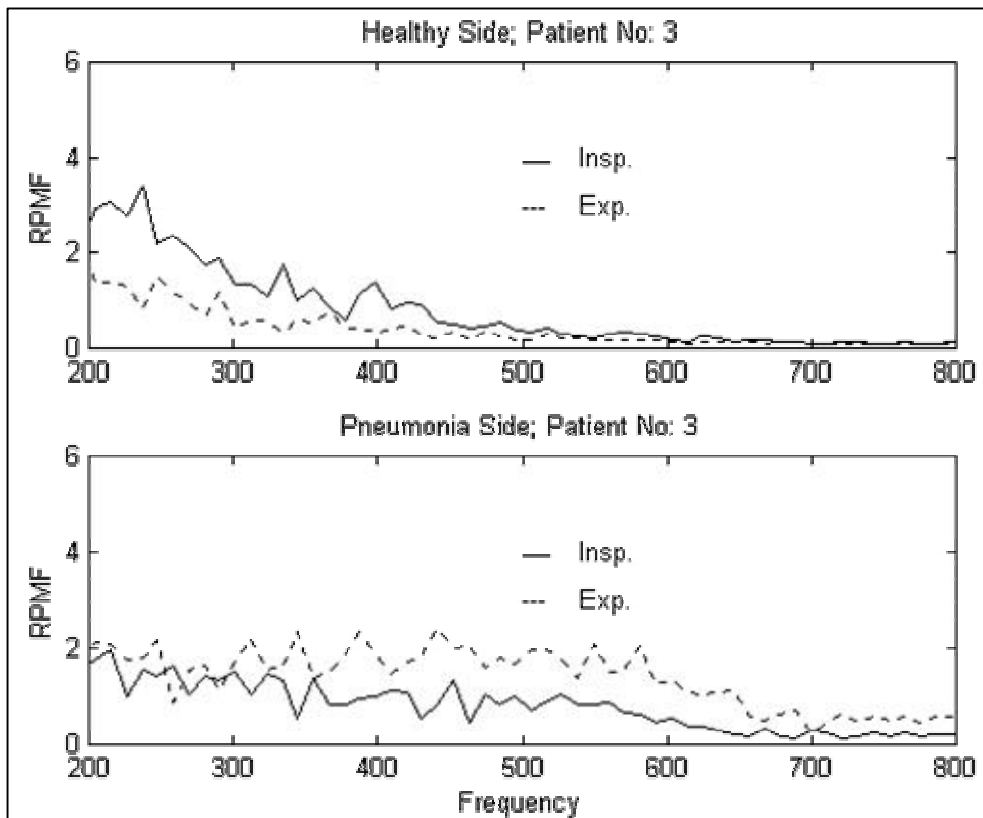
Die Summe der Frequenzverteilung wurde auf eins normiert, wodurch das Auftreten einzelner Frequenzen als relative Häufigkeit aufgefasst werden kann. Eine lautstärkeunabhängige Bewertung ist damit möglich.



**Abbildung 7:** Automatische Bestimmung der Zeitfenster an den Maxima und Minima der Flusskurve

Um die Positionen der FFT-Fenster bestimmen zu können, wurde zuerst der Kanal des Atemflusses analysiert. Die Messung wurde zunächst in Inspirations- und Expirationsphasen eingeteilt. Dann wurden die Zeitpunkte für die maximalen in- und expiratorischen Atemfluss-Werte bestimmt, die jeweils den Maxima der positiven und negativen Schwingungsmaxima entsprechen. Um ein Maß für den Hintergrundgeräuschpegel zu besitzen wurde auch der Zeitpunkt des endexpiratorischen Minimalwertes (= "Noise-Fenster") bestimmt, an dem fast keine Atemgeräusche mehr zu hören sein sollten. Dies entspricht näherungsweise dem endexpiratorischen Nulldurchgang der Fluss-Kurve.

Über die gefunden Zeitpunkte wurde dann ein Fenster von 0,1 Sekunde gelegt, für das eine Fast-Fourier-Transformation durchgeführt wurde. Für das entstandene Spektrum wurde die Relative Bandpower im Frequenzbereich von 300 bis 600 Hz bestimmt. Die Relative Bandpower gibt Auskunft über die relative Stärke der Amplitude, verglichen mit allen anderen Amplituden. Es kann also keine absolute Lautstärke bestimmt werden. Das Frequenzband wurde in diesem Bereich gewählt, da sich in zahlreichen Voruntersuchungen gezeigt hat, dass hier die eindeutigsten Differenzierungen zwischen Normalem Atemgeräusch und Bronchialatmen zu finden sind. Diese Beobachtungen stimmen mit den Untersuchungen von Gavriely überein, der die maximale Frequenz des Normalen Atemgeräusches bei bis zu 400 Hz beschreibt und eine obere Grenzfrequenz für das der Bronchialatmung verwandte tracheale Atemgeräusch bei bis zu 800 Hz [Gavriely, Palti, & Alroy 1981].



**Abbildung 8:** Vergleich der Frequenzverteilungen bei Patient 3; man erkennt deutlich den Anstieg der Frequenzen im Bereich von 300 bis 600 Hz auf der erkrankten Seite.

Diese Werte wurde über alle gefundenen Fenster jeweils für die Inspiration, die Expiration und das Noise-Fenster gemittelt.

Aus den Werten für Inspiration und Expiration berechneten wir einen Quotienten  $Q$ , der die relative Zunahme der Bandpower der Expiration verglichen mit der Inspiration im Frequenzbereich von 300 bis 600 Hz wiedergeben soll.

$$Q = \frac{rel.Power(300 - 600 Hz)Exp.}{rel.Power(300 - 600 Hz)Insp.}$$

**Quotient Q**

Ein Ansteigen der Werte für die Relativen Bandpower der Expiration führt damit auch zu einem Anstieg der Werte für  $Q$ . Es wird so versucht, die Charakteristik der Bronchialatmung, nämlich den Anstieg höherer Frequenzen

Der Quotient  $Q$  wurde bei alle Patienten für sowohl die erkrankte als auch die gesunde Lungenseite berechnet und gespeichert.

### **3.4 Das Patientenkollektiv**

Zur Beantwortung der Fragestellung dieser Arbeit wurden zwei unterschiedliche Kollektive erstellt. Das erste Kollektiv mit Pneumoniepatienten um den Algorhythmus zu erproben und ein zweites Kollektiv um die physiologische Streubreite des Parameters zu bestimmen. Von beiden, den Patienten und den Probanden, liegt eine schriftliche Einverständniserklärung zur Teilnahme an der Studie vor.

#### **3.4.1 Das Patientenkollektiv: Pneumoniepatienten**

Um das bronchiale Atemgeräusch möglichst gut charakterisieren zu können, sind Messungen notwendig, in denen es möglichst in Reinform ohne „störende“ Nebengeräusche vorkommt. Aus diesem Grund wurden für das Pneumonie-Patientenkollektiv nur solche Patienten ausgewählt, die auskultatorisch möglichst reines Bronchialatmen aufwiesen. Da aufgrund der interindividuell sehr variierenden Lungengeräusche kein direkter Vergleich eines Patienten mit einem „Goldstandard“ möglich ist, war es notwendig - analog der direkten Auskultation - einen Vergleich beider Lungenseiten vorzunehmen. Aus diesem Grund war es nötig, dass alle Patienten eine einseitige Pneumonie hatten.

Als Ausschlusskriterium wurde ein neoplastisches Geschehen im Bereich des Thorax oder der extrathorakalen Atemwege angesehen, ebenso wie in diesen Bereich metastasierte sonstige Tumoren, da hier der Einfluss des Neoplasmas nicht eindeutig abzugrenzen ist. Aus gleichem Grund sind auch alle Patienten mit Erkrankungen aus dem Formenkreis der Lymphome sowie solche mit Sarkoidose nicht in die Studie aufgenommen worden.

Zur Sicherung der Diagnose Pneumonie wurden weitere klinische Parameter erhoben. Neben den Symptomen, der körperlichen Untersuchung sowie eines radiologischen Nachweises einer Pneumonie wurden auch die Laborparameter Blutkörperchensenkungsgeschwindigkeit (BSG), Leukozytenzahl und das C-reaktive Protein bestimmt (CRP).

Von den insgesamt an 54 Patienten mit Pneumonie durchgeführten Messungen konnten aus den oben erwähnten und teilweise auch aus technischen Gründen nur die Messungen von 11 Erkrankten in die Auswertung aufgenommen werden. Bei diesen war die Pneumonie in sechs Fällen links und in fünf Fällen rechts lokalisiert.

Pat. Nr.	Körpertemp. [°C]	Auskultation	Röntgen Infiltrat	BSG	Leuc. [G/l]	CRP [mg/l]
1	38,4	BA LB	LB	60/72	14,3	95
2	38,2	BA RB	RB	80/90	16,1	238
3	38,4	BA RB	RB	100/105	9,1	125
4	36,8	BA RB	RB	25/42	18	195
5	37,6	BA LB	LB	52/68	13,6	71
6	39,2	BA RB	RB	80/82	17,8	242
7	38,8	BA LB	LB	80/84	13,3	505
8	37,6	BA LB	LB	50/70	11,6	21
9	38,6	BA LB	LB	68/82	13,5	112
10	37,8	BA LB	LB	20/36	8,7	254
11	37,8	BA RB>LB	RB	23/32	12,9	80

BA = Bronchialatmen  
 LB = Links basal  
 RB = Rechts basal  
 BSG = Blutkörperchensenkungsgeschwindigkeit  
 Leuc. = Leukozytenzahl  
 CRP = C-reaktives Protein

Referenz-Werte:  
 Leuc.: 4,3-10,0 [G/l]  
 CRP: <5 [mg/l]

**Tabelle 2:** Übersicht der erhobenen klinischen Parameter der Patienten-Gruppe

Alle diese Patienten wurden während der Zeit ihres Klinikaufenthaltes zum Zeitpunkt des - auskultatorisch am ausgeprägtesten - Bronchialatmen, sowie nach der vollständigen Rekonvaleszenz, spätestens jedoch vier Monate nach Diagnosestellung, untersucht und ihre Atemgeräusche nach dem oben beschriebenen Algorithmus analysiert. Bei Patient 1 konnte aus gesundheitlichen Gründen keine Nachmessung durchgeführt werden.

Die 11 durchweg männlichen Patienten hatten ein mittleres Alter von  $57,18 \pm 17,11$  Jahren, eine mittlere Größe von  $175,00 \pm 6,46$  cm, ein Gewicht von  $84,00 \pm 19,25$  kg und einen gemittelten Body-Mass-Index (BMI) von  $27,00 \pm 17,11$  kg/m<sup>2</sup>.

### 3.4.2 Das Patientenkollektiv: Kontrollgruppe

In die Kontrollgruppe wurden 218 Messungen lungengesunder Probanden der Marburger Lung-Sound-Datenbank aufgenommen. Die Kontrollmessungen bei den Probanden sind alle unter den gleichen Bedingungen wie bei den Patienten durchgeführt worden. Hierbei wurden die Mikrofone beidseits über dem 8. ICR in der Medioscapularlinie angebracht. Die Auswertung wurde identisch zu der der erkrankten Patienten durchgeführt.

Das Kollektiv der männlichen Probanden umfasste 112 Personen. Das durchschnittliche Alter lag bei  $42,77 \pm 16,22$  Jahren, die Größe bei  $178,81 \pm 7,73$  cm,

das Gewicht bei  $84,76 \pm 14,74$  kg und der durchschnittliche BMI bei  $26,54 \pm 4,50$  kg/m<sup>2</sup>.

Das gemittelte Alter der 106 weiblichen Probanden lag bei  $40,73 \pm 16,92$  Jahren, die Größe bei  $167,31 \pm 7,56$  cm, das Gewicht bei  $69,22 \pm 15,98$  kg und der BMI bei  $24,79 \pm 5,80$  kg/m<sup>2</sup>.

Mittelt man das gesamte Kollektiv, so ergeben sich ein mittleres Alter von  $41,77 \pm 16,60$  Jahren, eine Größe von  $173,16 \pm 9,57$  cm, ein Gewicht von  $77,12 \pm 17,21$  kg und ein BMI von  $25,68 \pm 5,25$  kg/m<sup>2</sup>.

	<i>Patienten</i> ( <i>n=11</i> )	<i>Probanden</i> <i>Männer (n=112)</i>	<i>Probanden</i> <i>Frauen (n=106)</i>	<i>Probanden</i> <i>Ges. (n=218)</i>
<i>Alter [Jahre]</i>	$57,18 \pm 17,11$	$42,77 \pm 16,22$	$40,73 \pm 16,92$	$41,77 \pm 16,60$
<i>Größe [cm]</i>	$175,00 \pm 6,46$	$178,81 \pm 7,73$	$167,31 \pm 7,56$	$173,16 \pm 9,57$
<i>Gewicht [kg]</i>	$84,00 \pm 19,25$	$84,76 \pm 14,74$	$69,22 \pm 15,98$	$77,12 \pm 17,21$
<i>BMI [kg/m<sup>2</sup>]</i>	$27,00 \pm 17,11$	$26,54 \pm 4,50$	$24,79 \pm 5,80$	$25,68 \pm 5,25$

**Tabelle 3:** Anthropometrische Daten des Patienten- und Probanden-Kollektivs

### 3.5 Statistische Tests

Für jede Messung wurde der Parameter Q für die Gesunde und die Kranke Lungenseite bestimmt, bzw. bei den Probanden für beide gesunden Lungenseiten. Die statistischen Auswertungen wurden alle mit dem Programm *SPSS for Windows 8.0* (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA) durchgeführt.

Um die die Differenz der Werte des Parameters an den beiden Positionen statistisch zu untersuchen, wurde der Wilcoxon-Test angewendet. Statistische Signifikanz wird bei Werten von  $p < 0,05$  angenommen.

## 4.0 Ergebnisse

### 4.1 Reproduzierbarkeit der Ergebnisse

Um die Qualität des Parameters  $Q$  zu untersuchen, ist es nötig zu wissen, ob, und wenn wie, er sich innerhalb ein und derselben Messung bei der Analyse verschiedener Atemzyklen verhält. Es muss also geklärt werden, welchen Einfluss die Auswahl der Atemzyklen auf die Auswertung hat um die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu belegen.

Zu diesem Zweck wurden jeweils aus den ersten vier Messungen an Patienten und an Probanden zwei verschiedene Bereiche für die Auswertung exportiert. Beide Bereiche erstreckten sich je über vier Atemzyklen und wiesen ein Minimum an Störgeräuschen auf. Für beide Bereiche wurde mit Hilfe des Analyse-Algorithmus der Parameter  $Q$  bestimmt. Die Differenz aus diesen Werten für  $Q$  wurde errechnet, um den Unterschied beider Bereiche zu bestimmen. Bei den Patienten mit Pneumonie lagen die Unterschiede zwischen 0,01 bis 0,16. Die gemittelte Differenz lag bei 0,09 mit einer Standardabweichung von 0,06. Bei den Probanden lagen die Differenzen im Intervall von 0,01 bis 0,15. Der Mittelwert betrug 0,10 mit einer Standardabweichung von 0,07. Damit nehmen wir einen Fehler von 0,10 des Parameters  $Q$  für die Reproduzierbarkeit der Analyse an.

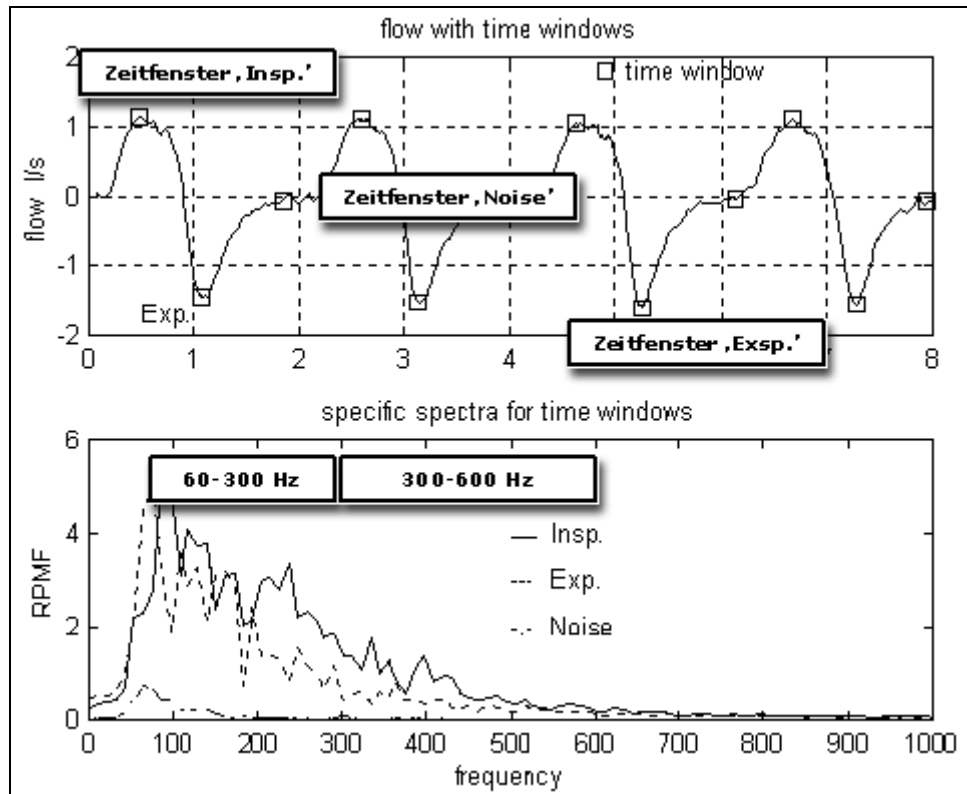
	<i>Pneumonie-Kollektiv (n=4)</i>	<i>Probanden-Kollektiv (n=4)</i>
<i>Mittelwert</i>	0,09	0,10
<i>Standardabweichung</i>	0,06	0,07
<i>Minimum</i>	0,01	0,01
<i>Maximum</i>	0,16	0,15

**Tabelle 4:** Streuung des Parameters  $Q$  in beiden Kollektiven

### 4.2 „Signal-to-noise-ratio“ (SNR) als Qualitätskriterium

Einen Anhalt für die technische Qualität jeder einzelnen Messung gibt die „Signal-to-noise-ratio“ (SNR) [Vannuccini, Earis, Helistö, Cheetham, Rossi, Sovijarvi, & Vanderschoot 2000]. Hierbei werden die Amplituden bei möglichst hoher und bei minimaler Signalintensität verglichen. Eine hohe SNR bedeutet eine gute Abgrenzung des zu messenden Signals vom Grundrauschen und gleichzeitig auch einen niedrigen Rauschpegel. Da die Geräuschamplitude exponentiell mit dem Atemfluss ansteigt (siehe Einleitungsteil), wurde eine große Signalintensität bei den maximalen Flusswerten in der Inspiration angenommen [Gavriely & Cugell 1996]. Da entsprechend dieser Erkenntnisse ein Atemgeräusch, und damit auch ein Signal, nur bei vorhandenem Atemfluss entstehen kann, wurde für die Bestimmung des

Grundrauschens inklusive der Störgeräusche von außen, ein Zeitsegment mit minimalem Flow am Ende der Expiration ausgewählt. Dieses wurde durch den „Nulldurchgang“ der Flusskurve am Ende der Inspiration bestimmt.



**Abbildung 9:** Ergebnisfenster der Auswertung einer gesunden Lungenseite  
Oben: Die benutzen Zeitfenster für Inspiration, Expiration und Nebengeräusche  
Unten: Die Aufteilung des Frequenzspektrums in zwei Bänder und die Spektren für die verschiedenen Zeitfenster bei einem gesunden Probanden (erkennbar an der größeren relativen Power der Inspiration)

Für alle Fenster wurde die Analyse der Daten für alle Atmungszyklen durchgeführt und für jede Messung gemittelt. Da sowohl das Rauschen, als auch das normale Atemgeräusch im Bereich niedriger Frequenzen besonders starke Signalintensität besitzt, wurde für die Bestimmung der Werte das Frequenzband von 60 bis 300 Hz gewählt. Die „Signal-to-noise-ratio“ wurde dann durch das Verhältnis der Bandpower (Signalstärke des untersuchten Frequenzbereichs) des Inspirationsfensters zu der des Noise-Fensters bestimmt.

$$SNR = \frac{rel.Power(60-300Hz)Inspiration}{rel.Power(60-300Hz)Noise}$$

**Die Signal-to-Noise-Ratio (SNR) als Maß der Aufnahmequalität**



Das Verhältnis ergab – gemittelt über alle Messungen – einen Wert von  $10 \pm 4$ . Das bedeutet, dass das Signal im untersuchten Frequenzbereich im Schnitt eine zehnmal stärkere Intensität als das Hintergrundrauschen aufwies.

#### 4.3 Bestimmung der Physiologischen Streubreite des Parameters Q

Für die Beurteilung der Sensitivität des Parameters ist es auch unumgänglich zu wissen, in welchem Bereich die physiologische Streubreite der Werte liegt. Zu diesem Zweck wurden die Lungengeräusche von 218 gesunden Probanden untersucht. Die gleichen Analysemethoden wurden bei ihnen auf zwei völlig gesunde Lungenabschnitte, jeweils rechts und links basal, angewandt.

Es wurde dann die Bandpower des Frequenzbandes von 300 bis 600 Hz jeweils für Inspiration und Expiration bestimmt und daraus der Parameter Q berechnet. Analog der Auswertung bei den Pneumonie-Patienten wurde Q sowohl für die rechte als auch die linke Seite bestimmt. Zum Abschätzen eines Einflusses der gemessenen Lungenseite auf den Parameter müssen jeweils die zusammengehörigen Werte für rechts und links einzeln miteinander verglichen werden, da die interindividuellen Unterschiede einen direkten Vergleich aller Werte verbieten. Dazu wurde für jeden Probanden die Differenz aus beiden Q-Werten gebildet. Der gemittelte Parameter für die linke Lungenseite beträgt  $0,35 \pm 0,19$  und für die rechte Lungenseite  $0,31 \pm 0,17$ . Die gemittelte Differenz beider Seiten ist mit  $-0,04 \pm 0,09$  sehr gering, obschon die Streubreite für ?Q bei einzelnen Werten von  $-0,38$  bis  $0,26$  reicht.

<b>Links</b>	<i>BP 300-600<sup>(1)</sup></i>	<i>BP 300-600<sup>(1)</sup></i>	<i>Parameter Q</i>
	<i>Inspiration</i>	<i>Expiration</i>	
<i>Mittelwert</i>	12,67	4,17	0,35
<i>Standardabw.</i>	3,76	2,08	0,19

**Tabelle 5:** *Ergebnisse der Analyse der Probanden-Messungen Links*  
(1) BP 300-600 = Bandpower im Frequenzband von 300 bis 600 Hz

<b>Rechts</b>	<i>BP 300-600<sup>(1)</sup></i>	<i>BP 300-600<sup>(1)</sup></i>	<i>Parameter Q</i>
	<i>Inspiration</i>	<i>Expiration</i>	
<i>Mittelwert</i>	14,54	4,36	0,31
<i>Standardabw.</i>	4,64	2,45	0,17

**Tabelle 6:** *Ergebnisse der Analyse der Probanden-Messungen Rechts*  
(1) BP 300-600 = Bandpower im Frequenzband von 300 bis 600 Hz

<b>Gesamt</b>	<i>BP 300-600<sup>(1)</sup></i>	<i>BP 300-600<sup>(1)</sup></i>	<i>Parameter Q</i>	<i>Differenz</i>
<b>Re &amp; Li</b>	<i>Inspiration</i>	<i>Expiration</i>		$Q_{re} - Q_{li}$
<i>Mittelwert</i>	13,61	4,27	0,33	-0,04
<i>Standardabw.</i>	4,33	2,28	0,18	0,09

**Tabelle 7:** *Ergebnisse der Analyse der Probanden-Messungen Rechts und Links*  
(1) BP 300-600 = Bandpower im Frequenzband von 300 bis 600 Hz

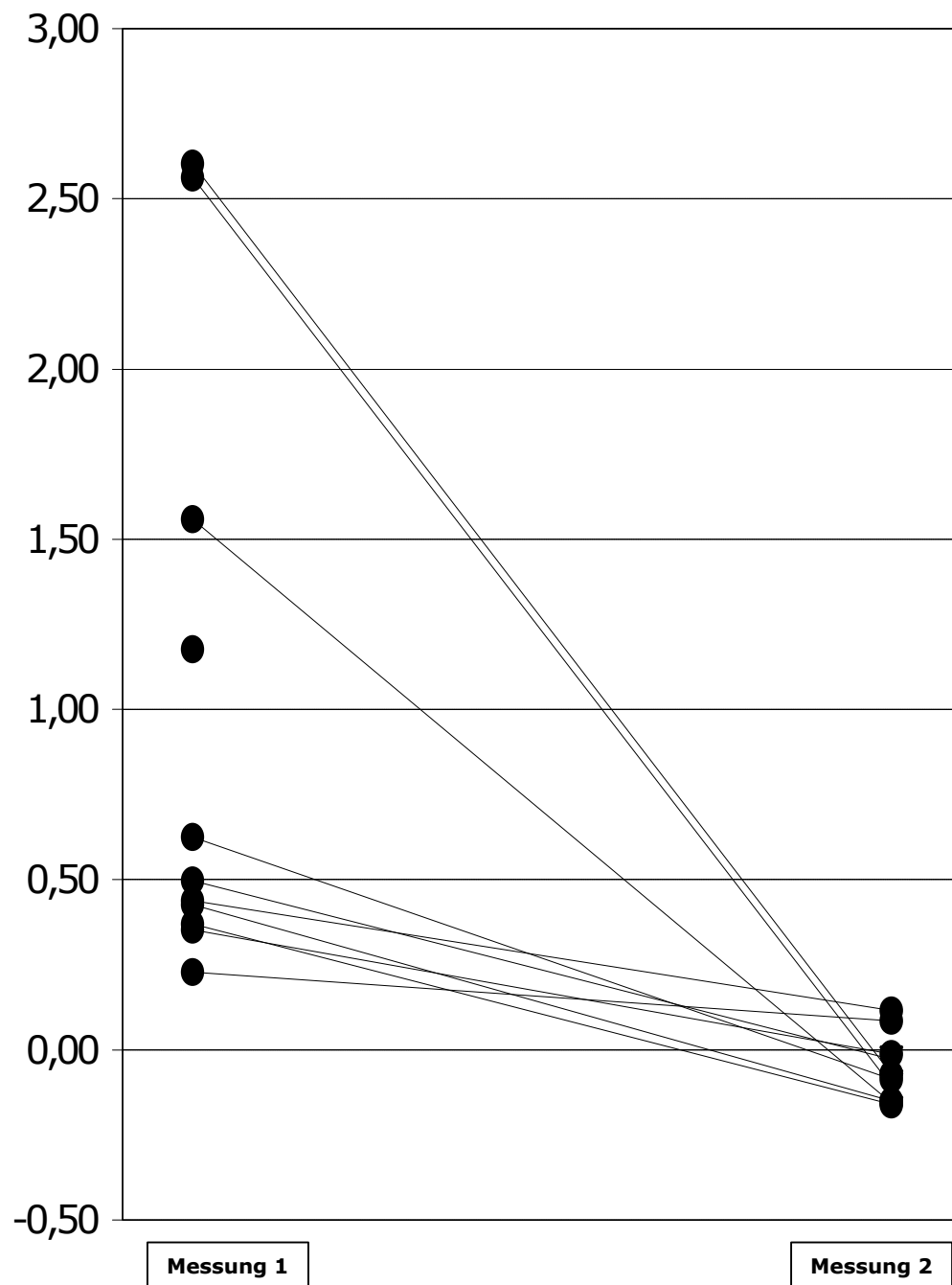
#### 4.4 Der Parameter Q bei Pneumonie-Patienten

Zur Beantwortung der Fragestellung wurden 11 Patienten mit Pneumonie untersucht. Bis auf Patient eins, der aus gesundheitlichen Gründen nicht zu einer Nachmessung in die Klinik kommen konnte, wurde bei allen Patienten eine Nachmessung im gesunden Zustand durchgeführt.

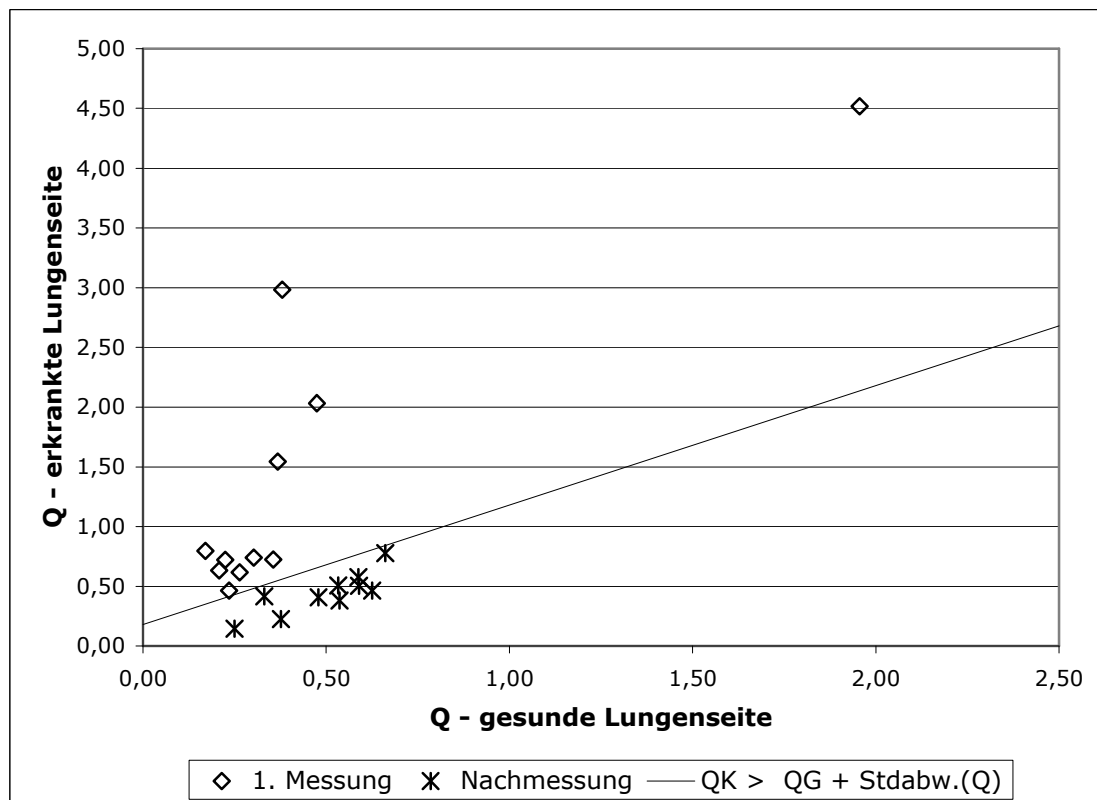
Die Daten jeder Messung wurden analysiert und der Parameter Q wurde für die gesunde ( $Q_G$ ) und die kranke ( $Q_K$ ), bzw. ehemals erkrankte Seite berechnet. Da Bronchialatmung vor allem dadurch charakterisiert ist, dass es in der Expiration zu einem größeren Anteil an hohen Frequenzen kommt, wurden die Parameter für die gesunde und die kranke Seite voneinander abgezogen ( $?Q = Q_K - Q_G$ ). Eine große Differenz entspricht damit einem gesteigerten Anteil der Frequenzen im Band von 300 bis 600 Hz am Gesamtspektrum in der Expiration, auf der kranken Seite.

	<b>Während Erkrankung</b>			<b>Nachmessung</b>		
<i>Patienten-</i>						
<i>Nr.</i>	$Q_G$	$Q_K$	$? Q$	$Q_G$	$Q_K$	$? Q$
1	0,37	1,55	1,18	-	-	-
2	0,23	0,72	0,50	0,53	0,51	-0,03
3	0,48	2,03	1,56	0,54	0,38	-0,16
4	0,24	0,46	0,23	0,33	0,42	0,09
5	0,26	0,62	0,35	0,59	0,58	-0,01
6	0,30	0,74	0,44	0,66	0,78	0,12
7	0,36	0,72	0,37	0,63	0,47	-0,16
8	0,38	2,98	2,60	0,48	0,41	-0,07
9	0,17	0,80	0,63	0,59	0,50	-0,09
10	0,21	0,63	0,43	0,38	0,23	-0,15
11	1,96	4,52	2,56	0,25	0,15	-0,10
<i>Mittelwert</i>	0,45	1,43	0,99	0,50	0,44	-0,06
<i>Stdabw.</i>	0,48	1,22	0,84	0,13	0,17	0,09

**Tabelle 8:** *Ergebnisse der Patienten-Messungen*  
 $Q_G$  = Parameter Q für gesunde Lungenseite;  $Q_K$  = Parameter Q für erkrankte, bzw. ehemals erkrankte Lungenseite;  $? Q$  = Differenz der Parameter  $Q_K$  und  $Q_G$



**Abbildung 10:** Verlauf der Differenz  $Q_K - Q_G$ . Man erkennt deutlich, dass bei jedem Patienten ein Abfall der Werte von Messung 1 (während der Erkrankung) und Messung 2 (nach vollständiger Genesung) stattfand. Dieser Abfall ist statistisch signifikant ( $p = 0.005$ ).



**Abbildung 11:** Verteilung der Werte während und nach der Erkrankung

*Erklärung:* Alle Werte oberhalb der Geraden sind dadurch charakterisiert, dass  $Q_K$  um mehr als die Standardabweichung für  $Q$  größer ist als  $Q_G$ . Damit kann gezeigt werden, dass der Parameter  $Q$  in jedem gemessenen Fall während der Erkrankung auf der betroffenen Seite um mehr als die Standardabweichung für  $Q$  angestiegen ist und nach Abheilung wieder abgefallen ist.

In der statistischen Auswertung konnte mit Hilfe des Wilcoxon-Test gezeigt werden, dass die Werte für  $Q_K$  signifikant höher sind als die von  $Q_G$ . Der Wilcoxon-Test ergab  $p=0,003$ . Die gemittelte Differenz von  $Q$  auf der gesunden und der erkrankten Seite ( $?Q_K - Q_G$ ) ergab für die Pneumonieerkrankten  $0,99 \pm 0,84$ . Die gleiche statistische Auswertung ergab bei den Nachmessungen ein  $p>0,05$  und damit keinen signifikanten Unterschied. Dies drückt sich auch deutlich in der gemittelten Differenz von  $-0,06 \pm 0,09$  aus.

Im direkten Vergleich beider Differenzen, war  $?Q_K - Q_G$  für die erste Messung signifikant höher als für die Nachmessungen ( $p=0,005$ , Wilcoxon-Test).

## **5.0 Diskussion**

### **5.1 Einleitende Sätze**

Die Analyse von Lungengeräuschen ist eine sehr alte Methode, um sich einen unblutigen ‚Einblick‘ in die Situation der Atmungsorgane zu erhalten.

Zum ersten Mal schriftlich erwähnt ist sie bei Hippokrates, der sein Ohr auf die Brust seiner Patienten gelegt haben soll um so die Lungengeräusche zu hören. Diese Anfänge sind dann erst rund 2000 Jahre später wieder aufgegriffen und von dem französischen Arzt Laennec weiterentwickelt worden. Auf ihn geht die Grundlage der heute üblichen Auskultation zurück. Im Laufe der Jahre wurden die Hilfsmittel, die man dazu benutzte immer ausgefeilter bis zu den heute handelsüblichen Stethoskopen, die Ihren Vorgängern aus den Anfängen des 19. Jahrhunderts in Punkto Verstärkung und Qualität der Geräusche weit voraus sind.

Seit Ende des 19. Jahrhunderts ist dann eine neue Dimension in die Analyse der Lungengeräusche gekommen, als diese Gegenstand intensiver Forschungen wurden. Es wurde von vielen Arbeitsgruppen weltweit versucht, die Eigenschaften der gehörten Geräusche näher zu klassifizieren und damit zu ihrem Verständnis beizutragen [Martini & Müller 1923]. Mit der Einführung moderner technischer Analysemethoden und der weltweiten Verbreitung der Computertechnik ist schließlich das bisher letzte Kapitel der Auskultation begonnen worden: Die Auskultation mit Hilfe elektronischer Geräte. Diese digitale Auskultation wurde anfangs vor allem durch Forgacs und seine Mitarbeiter vorangetrieben [Forgacs 1969], doch haben sich im Laufe der Jahre einige Arbeitsgruppen weltweit mit der Erforschung des Phänomens Lungengeräusche befasst. Dies hat zu einer Fülle an neuen Informationen geführt, die einige Aspekte der bisherigen Lehrmeinung zu diesem Thema veraltet erscheinen lassen. Außerdem wurde im Zuge dieser Forschungen auch Geräte entwickelt, die Lungengeräusche selbstständig analysieren und so zur Diagnosefindung beitragen sollen. Allerdings hat sich diese Technologie noch nicht weitläufig durchsetzen können und wird häufig noch als „teures Spielzeug“ einzelner Forschergruppen angesehen.

Die digitale Auskultation hat sich bisher ausgiebig mit der Erforschung des normalen Atemgeräuschs und einiger Nebengeräusche, wie dem Pfeifen und den Rasselgeräuschen befasst. Diese sind mit relativ einfachen Mitteln sehr gut zu detektieren, da sie sich gut vom Atemgeräusch an sich abheben und insbesondere das Pfeifen eine häufige Störung darstellt. Die pathologische Variante des normalen Atemgeräuschs, das Bronchialatmen, ist weit weniger häufig Gegenstand der Forschung gewesen. Dies mag daran liegen, dass es aufgrund der Tatsache, dass man

es nur selten in reiner Form und ohne Nebengeräusche „vorfindet“, deutlich schwieriger ist, geeignete Messungen zu erhalten.

## **5.2 Vergleich der ‚herkömmlichen‘ und der digitalen Auskultation**

Wenn man die heute in der Klinik praktizierte Form der Auskultation näher betrachtet, dann werden deren Vorteile relativ schnell deutlich. Diese Methode ist immer und überall verfügbar, hat einen minimalen Zeitbedarf und liefert sehr schnell Informationen. Kosten werden praktisch keine verursacht und die Untersuchung ist nicht invasiv und selten belastend für den Patienten [Loudon 1982]. Diese immensen Vorteile haben dazu geführt, dass die Auskultation mit dem Stethoskop quer durch alle medizinischen Fachdisziplinen immer noch zu einer Standarduntersuchung gehört. Eine technische Alternative, die ähnlich schnell und problemlos zur Diagnosefindung beitragen würde steht (noch) nicht zur Verfügung.

Doch die Auskultation ist auch mit Nachteilen behaftet. So ist die Auswertung der Befunde sehr stark von der klinischen Erfahrung des Untersuchers abhängig. Ein objektiver Standard, an dem man seine subjektiven Eindrücke messen könnte existiert nicht. Studien, die mehrere erfahrene Untersucher die gleichen Patienten untersuchen ließen und ihre Ergebnisse mit einem standardisierten System erhoben, haben gezeigt, dass die erhobenen Befunde teilweise erhebliche Abweichungen voneinander zeigten [Melbye, Straume, & Brox 1992]. Dieses liegt unter anderem auch darin begründet, dass die Nomenklatur der Lungengeräusche nicht nur nationalen, sondern teilweise sogar regionalen Unterschieden unterliegt. Um dieser Problematik entgegenzuwirken, hat die Internationale Gesellschaft für Lungengeräusche (ILSA – International Lung Sound Association) mit einem Gremium internationaler Pneumologen und Forscher auf dem Gebiet der Lungengeräusche 1987 eine neue Nomenklatur vorgeschlagen, die in die Lehrpläne der Universitäten übernommen werden sollte [Mikami, Murao, Cugell, Chretien, Cole, Meier-Sydow, Murphy, & Loudon 1987]. Leider mussten Anschütz und Meier-Sydow 1993 feststellen, dass diese neue Nomenklatur sechs Jahre nach ihrer Veröffentlichung auch in Deutschland noch nicht die angestrebte Verbreitung gefunden hat. Eine Übersicht der neuen Nomenklatur ist auch in Tabelle 1 gegeben.

Die uneinheitliche Nomenklatur führt aber auch dazu, dass eine objektive Dokumentation der Ergebnisse nicht oder nur sehr eingeschränkt möglich ist. Wohl ist der Zustand der Lunge für den gleichen Untersucher anhand seiner Aufzeichnungen nachzuvollziehen, doch wird vielleicht schon ein zweiter Untersucher diese ganz anders deuten. Auch aus diesem Grund wäre eine weltweite Nutzung der neuen Nomenklatur wünschenswert.

Demgegenüber hat die digitale Auskultation den Vorteil, dass sie in der Lage ist durch die Aufzeichnung der Geräuschphänomene diese unverändert mehreren Untersuchern zur Verfügung zu stellen und damit auch nachvollziehbar zu machen. Dieses eröffnet die Möglichkeit der Langzeitbeobachtung und –analyse von Lungengeräuschen.

Weiterhin ist noch zu erwähnen, dass die heutigen Stethoskope häufig für die Herzauskultation optimiert sind. Abella untersuchte sechs gängige Stethoskope und fand keine nennenswerten Unterschiede bezogen auf ihre diagnostischen Möglichkeiten [Abella, Formolo, & Penney 1992]. Allerdings konnten sie in der ganzen Gruppe eine Verstärkung der Frequenzen im Bereich von 37,5 bis 112,5 Hz feststellen. In diesem Bereich sind vor allem die Herzgeräusche vertreten, während Lungengeräusche erst ab ungefähr 75 Hz auftreten und bis weit über 2000 Hz erreichen können [Gavriely, Palti, & Alroy 1981]. Erschwerend kommt noch hinzu, dass das menschliche Gehör in diesem Frequenzbereich nicht besonders empfindlich ist. Der Hörbereich erstreckt sich bis zu 20000 Hz, so dass der Bereich zwischen 40 und 110 Hz nur einen sehr kleinen Teil des menschlichen Spektrums abdeckt.

Dahingegen fanden Abella und seine Mitarbeiter eine Abschwächung der übertragenen Frequenzen im Bereich oberhalb von 125 Hz. Alle diese Eigenschaften lassen die heutigen Stethoskope als weniger geeignete Hilfsmittel zur Beurteilung der Lungengeräusche erscheinen. Dahingegen ist die digitale Auskultation – abhängig von der Qualität der verwendeten technischen Komponenten – in der Lage, das komplette Frequenzspektrum der Lungengeräusche unverändert aufzufangen, zu speichern und zu analysieren.

In der folgenden Tabelle sind die Vor- und Nachteile im direkten Vergleich beider Auskultationsmöglichkeiten gegenübergestellt:

<i>Stethoskop</i>	<i>Digitale Auskultation</i>
↑ Geringer Zeitaufwand	↑ Absolut frequenzgetreue
↑ Ständige Verfügbarkeit	Datengewinnung → kein
↑ Sofortiges Ergebnis	Informationsverlust (Objektivität)
↑ Kostengünstig	↑ Möglichkeit der Langzeitanalyse
↓ Keine einheitliche Nomenklatur → schwierige Dokumentation	↑ Möglichkeit des Vergleichs von Aufnahmen
↓ Starke Abhängigkeit von Erfahrung des Untersuchers (Subjektivität)	↓ meist hoher technischer Aufwand nötig
↓ Keine frequenzgetreue Übertragung, bzw. Informationsverlust	↓ eingeschränkte Verfügbarkeit

**Tabelle 9:** Vor- und Nachteile der ‚herkömmlichen‘ und der digitalen Auskultation

Wie die oben aufgezählte Auflistung zeigt, sind die Nachteile der digitalen Auskultation momentan vornehmlich technischer Art. In der Zukunft könnte sich auf diesem Gebiet, zum einen durch die Weiterentwicklung der Technik, die immer kleiner werdenden Geräte und die zunehmende Technisierung der Krankenhäuser, ein Wandel auf diesem Gebiet vollziehen. Vor allem die Möglichkeit der Langzeitanalyse wird eine Möglichkeit sein, die einen eindeutigen Vorteil der digitalen Auskultation gegenüber dem herkömmlichen Stethoskop darstellen wird. Schon heute sind elektronisch verstärkte Stethoskope – allerdings bisher ohne Aufzeichnungsmöglichkeiten – käuflich erhältlich. Bisher werden diese allerdings hergestellt, um ihre akustischen Gegenstücke nachzubilden und im Frequenzverhalten und der Verstärkung diesen möglichst ähnlich zu sein. Damit verschenkt man allerdings den entscheidenden Vorteil der digitalen Auskultation, nämlich die Möglichkeit das volle Frequenzspektrum der Atemgeräusche unverändert auszunutzen.

### **5.3 Das CORSA-Projekt**

Wie eingangs schon erwähnt, liegt ein wesentliches Problem bei der Untersuchung von Lungengeräuschen in der uneinheitlichen Nomenklatur. Dieses Problem wurde durch den Vorschlag einer neuen, einheitlichen, internationalen Nomenklatur versucht zu lösen. Ein weiteres Manko liegt darin, dass es bisher keine einheitlichen Standards in der Analyse von Lungengeräuschen gab. Dies ist besonders deshalb schlecht, da es weltweit nur wenige Arbeitsgruppen gibt, die sich überhaupt mit diesem Thema auseinandersetzten. Alle diese Arbeitsgruppen mussten sich als Vorarbeit für ihre Studien einen eigenen Standard und eigene Geräte entwickeln. Um nun aber die Ergebnisse der verschiedenen Gruppen miteinander vergleichen zu können und somit dem Fortschritt auf diesem Gebiet neue Impulse zu geben, wurde das CORSA-Projekt ins Leben gerufen.

„Computerized Respiratory Sound Analysis“ (CORSA) ist eine von der Europäischen Union unterstützte Arbeitsgruppe, bei der sich Forscher aus den verschiedensten Ländern zusammengetan haben um einheitliche Standards für die Aufzeichnung und Analyse von Lungengeräuschen zu schaffen. Die Ergebnisse des Projekts auf vielen Gebieten wurden 2000 zusammengefasst veröffentlicht [Sovijarvi, Vanderschoot, & Earis 2000].

So wurden zum Beispiel Richtlinien für die technischen Anforderungen an das System aufgestellt. Ebenso wurden die verschiedenen grundlegenden Methodiken der Analyse näher beleuchtet und aufgeführt für welche Zwecke sie besonders geeignet erscheinen. Außerdem wurden noch Empfehlungen zur Publikation von Daten aus dem Gebiet der Lungengeräusche gegeben.



Einen Teil der getroffenen Empfehlungen gibt die folgende Tabelle wieder:

---

Sensor Spezifikationen

- Kondensatormikrofone oder Piezoelektrische Körperschallwandler
- Frequenzverlauf im Bereich des untersuchten Signals

Kopplung der Mikrofone (bei luftgekoppelten Kondensator-Mikrofonen)

- Konischer Schallaufnahmetrichter mit einer Tiefe von 2,5 – 5 mm und einer Schallaufnahmefläche von 10 – 25 mm

Befestigungsmethoden

- Piezoelektrische Schallaufnehmer: Kleberinge
- Luftgekoppelte Mikrofone: Kleberinge oder elastische Bänder

Abschirmung gegen Störgeräusche

- Akustische Schirmung: abschirmende Mikrofonkapsel, Schutz vor mechanischen Vibrationen
- Elektromagnetische Abschirmung: Benutzung von Koaxial-Kabeln bzw. doppelt geschirmten Kabeln

Verstärker

- Konstant lineare Verstärkung im untersuchten Frequenzbereich
- Produktion von weniger Störgeräuschen, als von den Sensoren ohnehin erzeugt

Hochpass-Filterung

- Cut-Off-Frequenz von 60 Hz

Tiefpass-Filterung

- Cut-Off-Frequenz oberhalb der größten interessanten Frequenz

---

***Tabelle 10:*** Auszug aus den Empfehlungen des CORSA-Projekts für die digitale Auskultation

In dieser Arbeit wurde versucht, die Empfehlungen des CORSA-Projekts, hinsichtlich den aufgestellten Qualitätskriterien, voll zu entsprechen. So sind alle oben aufgeführten Anforderungen in dem verwendeten Messsystem verwirklicht worden.

Es bleibt zu hoffen, dass sich die nun erhobenen Standards ebenso wie die neue Nomenklatur der Lungengeräusche auf Dauer durchsetzen werden, da beides dem Fortschritt auf dem Gebiet der ‚Lung-Sound‘-Forschung weltweit neue Impulse geben könnte.

## **5.4 Die Erforschung der Bronchialatmung**

Die Bronchialatmung ist, verglichen mit dem normalen und dem trachealen Atemgeräusch, aber auch verglichen mit den Nebengeräuschen bisher relativ wenig untersucht worden.

Dennoch ist sie als Ausdruck von Konsolidierung des Lungengewebes von großer klinischer Bedeutung. Die Konsolidierung des Gewebes tritt am häufigsten im Rahmen infektiöser Entzündungen der Lunge auf. Und im Gegensatz zu oft geäußerten Aussagen, hat sie ihren Schrecken auch nach der breiten Verfügbarkeit von Antibiotika noch nicht vollends verloren. Immer noch ist die Lungenentzündung die häufigste Todesursache bei Infektionskrankheiten in Industrieländern. Weltweit gesehen, ist sie sogar die dritthäufigste Todesursache überhaupt. In den Industrieländern sind vor allem die Personen mit geschwächtem Immunsystem von einer schwer verlaufenden Pneumonie vital bedroht. Diesen Zahlen entsprechen auch enorme volkswirtschaftliche Kosten, die jedes Jahr sowohl durch milde als auch durch schwer verlaufende Pneumonien hervorgerufen werden.

Die bisher veröffentlichten Daten zur Bronchialatmung belegen die aus der klinischen Untersuchung schon bekannte Erkenntnis, dass das Frequenzspektrum stark dem des trachealen Atemgeräusches ähnelt [Mercer 1973]. Allerdings darf man hier nur von Ähnlichkeit sprechen, denn die Geräusche entstehen an unterschiedlichen Lokalisationen innerhalb des Bronchialbaums. Das tracheale Atemgeräusch entsteht, wie der Name es vermuten lässt in der Trachea und dem Pharynx. Das Bronchiale Atemgeräusch hingegen entsteht in weiter distal gelegenen, großen Bronchien mit einem Durchmesser oberhalb von 4 mm [Loudon & Murphy 1984]. Es entsteht fortwährend und wird unter physiologischen Bedingungen durch den Durchtritt durch das Lungengewebe gefiltert. Die Lunge stellt dem Schall hier eine Vielzahl von Schichten wechselnder Dichte entgegen. Jede Alveole stellt eine Grenzfläche mit dem Übertritt des Schalls zwischen Luft und Gewebe dar. Und bei jedem Übertritt geht Energie verloren. Besonders gilt dies für höherfrequente Geräusche, da das gesunde Lungengewebe, technisch gesehen, wie ein Tiefpassfilter mit einer Grenzfrequenz von 400 Hz fungiert [Böhme 1970a; Böhme 1970b; Böhme & Böhme 1971; Böhme & Löw 1969b; Böhme & Löw 1969a]. Erst bei einer Konsolidierung des Gewebes, praktisch einer Aufhebung der Dichtesprünge, können diese Geräusche auch an Positionen wahrgenommen werden, wo sie sonst nicht auftreten [Forgacs 1978].

Um diese Veränderung der schallleitenden Eigenschaften des Gewebes digital nachvollziehen zu können, muss man versuchen das Charakteristikum der Bronchialatmung, den Anstieg des Anteils höherer Frequenzen in der Expiration zu erfassen. Dazu haben wir das Frequenzspektrum der gemessenen Geräusche in zwei Banden eingeteilt. Da sich in vorangegangenen Studien gezeigt hat, dass der Großteil der Frequenzen im Bereich bis 600 Hz zu finden ist, wurde das Spektrum von 60 bis 600 Hz untersucht. Die Untergrenze 60 Hz ergibt sich aus der im Messsystem verwendeten Hochpassfilterung mit einer Grenzfrequenz von 60 Hz. Die Grenze der beiden Banden wurde auf 300 Hz festgelegt. Dies wurde zum einen auf die Ergebnisse

von Gavriely gestützt, der das Frequenzspektrum des normalen Atemgeräusch in der Expiration bis ungefähr 290 Hz bestimmte [Gavriely, Palti, & Alroy 1981]. Zum anderen haben eigene Voruntersuchungen gezeigt, dass sich die Bronchialatmung expiratorisch am deutlichsten im Bereich von 300 bis 600 Hz von den Spektren des normalen Atemgeräuschs unterschied. Es wurde versucht mit Hilfe des direkten Vergleichs dieser Banden einen Anstieg der Frequenzen nachzuvollziehen.

## **5.5 Diskussion der Signalgewinnungsmethode**

Um die Daten zur Beantwortung der Fragestellung zu gewinnen, musste das Aufnahmesystem mehreren Anforderungen genügen.

Zum einen war es erforderlich neben den Lungengeräuschen parallel auch den Atemfluss aufzuzeichnen. Diese Notwendigkeit ergibt sich aus den Veränderungen des Frequenzspektrums in Abhängigkeit des Flusses. Erst bei Werten oberhalb eines Flusses von 0,75 Litern pro Sekunde bleibt das Frequenzspektrum annähernd konstant [Lessard & Wong 1986]. Außerdem sollte ein genügender Atemfluss vorliegen, um eine genügend starke Intensität des Signals und damit eine deutliche Abhebung vom Grundrauschen zu erzielen (SNR).

Weiterhin war es notwendig ein System zu haben, was die gemessenen Daten unverändert abspeichert um anschließend eine eigene, detaillierte Analyse auf diese anzuwenden. Bisher sind aber nur solche Geräte kommerziell erhältlich, die auf die Analyse ganz bestimmter Nebengeräusche spezialisiert wurden. Ein „Allround“-Gerät steht nicht zur Verfügung.

Aus diesem Grund wurde innerhalb der Arbeitsgruppe in mehreren Studien ein Gerät entwickelt, das den obigen Anforderungen entspricht. Dabei wurden alle vom CORSA-Projekt empfohlenen Standards zur Signalaquisition berücksichtigt.

Das Mess- und Analysesystem gliedert sich in drei Bereiche (siehe auch Abbildung 1). Den ersten Bereich, der der Signalerfassung dient und von den verwendeten Sensoren gebildet wird, dem zweiten Bereich, der die Verstärkung und Filterung der Daten vornimmt, und schließlich der letzte Bereich, in dem die Daten gespeichert und später analysiert werden.

Bei der Auswahl der Schallaufnahme-Sensoren gibt es prinzipiell zwei verschiedene Möglichkeiten, die international Verwendung finden und dafür empfohlen sind. Das sind zum einen Körperschallwandler, so genannte piezoeletrische Mikrofone und zum anderen Kondensator-Mikrofone. Es wurden zahlreiche Studien gemacht, die die Vor- und Nachteile beider Systeme aufzeigen [Pasterkamp, Kraman, DeFrain, & Wodicka 1993]. Die gravierendsten Unterschiede beider Varianten sind vor allem, dass die Kondensator-Mikrofone eine größere Störanfälligkeit gegenüber Umgebungsgeräuschen aufweisen, während dafür die Signalübertragung der

Körperschallwandler schlechtere Eigenschaften besitzt. Wir haben uns für die Verwendung von Kondensator-Mikrofonen entschieden, da für die Analyse der Bronchialatmung eine besonders gute Schallübertragung im gesamten Spektrum wichtig ist.

Diese Entscheidung hat den Nachteil mit sich gebracht, dass man Koppler verwenden muss, die den Umgebungsschall weitestgehend abschirmen. Diese Koppler führen aber durch ihr Eigengewicht sowie ihre Größe häufiger zu einem Ablösen vom Rücken und dadurch zu störenden Geräuschen, die während der Aufnahme teilweise nicht festzustellen sind und damit die komplette Messung für die anschließenden Auswerteschritte unbrauchbar machen.

Für zukünftige Messungen sind deshalb Neukonstruktionen des Koppler-Gehäuses geplant, die weniger Gewicht aufweisen und durch flachere Ausmaße zu weniger Ablöseartefakten führen. Diese könnten dann auch für Langzeitregistrierungen benutzt werden. Die jetzigen Gehäuse sind dafür bisher ungeeignet.

Das von den Sensoren aufgezeichnete Signal (Mikrofone und Pneumotachograph) muss anschließend verstärkt und gefiltert werden. Die Verstärkung erfolgt als erster Schritt und anschließend durchläuft das Signal eine Kombination aus einem Hochpass- und einem Tiefpassfilter. Der Hochpassfilter lässt alle Frequenzen oberhalb von 60 Hz passieren und der Tiefpassfilter alle Frequenzen unterhalb von 2100 Hz. Damit ist faktisch eine Bandpassfilterung durchgeführt worden. Dies erfolgt aus mehreren Gründen. Zum einen liegen im Bereich unterhalb von 60 Hz hauptsächlich Herzgeräusche, die nicht mehr eindeutig von den Lungengeräuschen abgegrenzt werden können und zum anderen beschreibt Gavriely die obere Grenze des trachealen Atemgeräuschs bei 1800 Hz [Gavriely, Palti, & Alroy 1981]. Dadurch sollte also das komplette Spektrum der Bronchialatmung innerhalb dieser beiden Frequenzen vertreten sein.

Während einer Messung kann es zu verschiedenen Fehlermöglichkeiten kommen. Zum Beispiel, dass die Patienten/Probanden nicht genügend Flow (angestrebt 1,3 l/sec) erzeugen können. Dies ist allerdings schon während der Messung ersichtlich, da die Atemflusswerte ständig in Form einer Kurve auf dem Monitor zu sehen sind und so von dem Patienten auch selbst kontrolliert werden können. Weiterhin können die oben erwähnten Artefakte durch Reibung oder Ablösung des Kopplers die Messung stören. Teilweise sind diese durch die ständige Kontrolle aller Kanäle mittels eines Kopfhörers zu erkennen, doch teilweise sind sie auch zu kurz, um vom menschlichen Ohr wahrgenommen zu werden. Es können auch Fehler durch zu Umgebungsgeräusche entstehen, die – wie zum Beispiel die Pfeifgeräusche eines PC-Lüfters – ebenfalls nur schwer durch das menschliche Gehör wahrgenommen werden können. Liegen diese jedoch innerhalb des interessanten Frequenzbandes, so darf die Messung nicht

verwendet werden. Um diese Geräusche möglichst zu minimieren, wurden die Messungen in besonders ruhigen Räumen durchgeführt und alle Lüfter durch spezielle Dämmplatten schallisoliert.

Um solche Messungen, bei denen es zu den oben beschriebenen Störungen kam, vor der Analyse zu erkennen, wurde von jeder Messung ein Übersichtsfrequenzspektrum für jeden Kanal erstellt. Alle diese so als fehlerhaft erkannten Messungen wurden nicht mehr der Analyse zugeführt und sind in den Ergebnissen dieser Arbeit nicht berücksichtigt.

Die Analyse der aufgezeichneten Signale erfolgte mit einer unter Matlab 5.3 erstellten Programmroutine, die für die eingangs erwähnten Bänder mit Hilfe der Fast-Fourier-Transformation (FFT) eine Relative Power errechnet. Diese Relative Power wird für jeden Kanal getrennt bestimmt. Jeweils für Zeitfenster mit maximalem (Inspiration und Expiration) und minimalem Flow (Hintergrundgeräusche = Noise).

Die Summe der relativen Power im Frequenzbereich von 60 bis 2100 Hz wurde auf eins normiert, so dass die einzelnen Werte als Wahrscheinlichkeitsverteilung aufgefasst werden können. Diese Verteilungen sind lautstärkeunabhängig und können deshalb miteinander verglichen werden.

Für die Analyse der Atemgeräusche erscheint die FFT als geeignete Methode. Möchte man jedoch auch Nebengeräusche und da insbesondere auch Rasselgeräusche untersuchen, so hat sich in der letzten Zeit die Wavelet-Transformation (WT) zu diesem Zweck als viel versprechende Methode erwiesen. Bei der Betrachtung des reinen Atemgeräuschs sind beide Untersuchungen jedoch gleichwertig. Die FFT ist jedoch auch die in der Literatur weitaus häufiger benutzte Methode, zu der deshalb mehr Erfahrungen bestehen. Aus diesem Grund wurde für diese Untersuchung die FFT-Analyse gewählt.

## **5.6 Das Patientenkollektiv**

Die untersuchten Patienten wurden alle auf den internistischen Stationen des Uniklinikums Marburg rekrutiert. Um Bronchialatmung in möglichst reiner Form messen zu können, wurden solche Patienten in die Studie eingeschlossen, die auskultatorisch wenig bis keine Nebengeräusche (z.B. Rasselgeräusche) aufwiesen. Die Pneumonie wurde anhand klinischer Parameter und Röntgenbefunden verifiziert. Um einen Vergleichsparameter zu haben, war es notwendig, dass die Konsolidierung des Lungengewebes und damit das Bronchialatmen nur einseitig vorlag.

Diese Anforderungen an das Patientenkollektiv haben es schwierig gemacht geeignete Patienten in die Studie einschließen zu können. Das alleinige Vorliegen von Bronchialatmung ohne Nebengeräusche ist – verglichen mit der Häufigkeit von Pneumonie insgesamt – eher selten.

## 5.7 Diskussion der Ergebnisse

Die Analyse verschiedener Atemzyklen innerhalb einer Messung wurde an jeweils vier Messungen aus sowohl der Patienten- als auch der Probanden-Gruppe durchgeführt. Insgesamt liegen die Werte für beide Gruppen sehr dicht zusammen. Die Abweichung der Ergebnisse für Q bei unterschiedlichen Atemzyklen innerhalb einer Messung lag im Mittel bei 0,1 für Probanden und 0,09 bei Patienten. Damit ergibt sich ein Fehler von ungefähr  $\pm 0,1$ .

Dieser Fehler erscheint auf den ersten Blick relativ groß. Betrachtet man jedoch die Ergebnisse der Probandenmessungen, die einen Aufschluss über die physiologische Streubreite des Parameters geben sollen, so liegt der errechnete Fehler innerhalb der Standardabweichung für die ‚normale‘ Schwankung, welcher der Parameter unterliegt. Betrachtet man beide Seiten zusammen, so schwankt dort Q mit einer Standardabweichung von  $\pm 0,18$  um den Mittelwert 0,33. Ähnliche Ergebnisse kann man auch bei den Messungen an Pneumonie-Patienten beobachten. Auch dort liegt der angenommene Fehler von 0,1 sowohl während, als auch nach der Erkrankung auf beiden Seiten immer innerhalb der Standardabweichungen (Siehe auch Tabelle 8).

Damit kann man davon ausgehen, dass die Auswahl der Atemzyklen zwar einen Einfluss auf das Ergebnis der Berechnung des Parameters Q hat, dieser Einfluss jedoch geringer ist, als die physiologischer Weise ohnehin vorhandene Standardabweichung des Parameters.

Die akustische Qualität der Messungen spiegelt sich in der ‚Signal-to-noise-ratio‘ (SNR) wieder. Diese gibt das Verhältnis des gemessenen Signals zum Rauschen des Systems an. Das Systemrauschen besteht aus dem Grundrauschen der Kombination von Sensor, Filter, Verstärker und schließlich Analog-Digital-Wandler. Es lag bei einem Faktor von  $10 \pm 4$ . Andere Autoren geben hier ein minimales Lautstärke-Verhältnis an, welches erreicht werden sollte [Vannuccini, Earis, Helistö, Cheetham, Rossi, Sovijarvi, & Vanderschoot 2000]. Dazu werde häufig Messungen in akustischen Labors mit definierten Schalldruckpegeln durchgeführt. Da jedoch in dieser Studie nur bestimmte Frequenzbänder untersucht werden, erscheint es nicht sinnvoll eine Qualitätsangabe zu machen, die sich auf das gesamte Spektrum der Frequenzen bezieht. In dieser Arbeit wurde mit der Modifikation der in der Literatur beschriebenen SNR versucht, einen direkten Anhalt für die Qualität im interessanten Frequenzbereich während der Messung zu erhalten.

Mit dem Ergebnis kann man nun sagen, dass unter Standard-Messbedingungen eine im Mittel zehnmal stärkere Signalintensität des Atemgeräuschs gegenüber dem

Rauschen vorlag. Dies kann zum Beispiel auch im Spektrum nachvollzogen werden, in dem die Relative Power sowohl für die Inspiration als auch die Expiration aufgetragen ist (siehe auch Abbildung 9).

Die oben schon erwähnte physiologische Streuung von  $Q$  wurde anhand von insgesamt 218 Probandenmessungen versucht abzuschätzen. Ebenso wurde untersucht, ob es eine Abhängigkeit des Parameters von der untersuchten Seite gibt. Diese hätte natürlich auch Einfluss auf die Auswertung.

Die Unterschiede für den Parameter  $Q$  zwischen der rechten und der linken Seite waren nur gering und sind kleiner als der abgeschätzte Messfehler. Links ergab sich ein Mittelwert von 0,35 mit einer Standardabweichung von  $\pm 0,19$ , rechts ein Mittelwert von 0,31 mit einer Standardabweichung von  $\pm 0,17$ .

Idealerweise sollte die Differenz null betragen. In unserem Fall errechneten wir eine mittlere Differenz von -0,04 mit einer Standardabweichung von  $\pm 0,09$ . Da diese Werte innerhalb des Fehlers von 0,1 liegen, kann bei dieser Untersuchung davon ausgegangen werden, dass es physiologischerseits keinen relevanten Unterschied zwischen den einzelnen Seiten gibt. Dies deckt sich auch mit den Ergebnissen von Gross und Dittmar, die in ihren Analysen einen ähnlichen Parameter benutzen und zwar einen geringen Unterschied beider Lungenseiten fanden, dieser lag jedoch innerhalb des gefundenen Messfehlers [Gross, Dittmar, Penzel, Schuttler, & von Wichert 2000].

Betrachtet man nun die durchgeführten Messungen an den an Pneumonie erkrankten Patienten, so fallen mehrere Daten ins Auge. So sind zum Beispiel bei der ersten Messung die Werte für  $Q$  auf der erkrankten Seite in jeder Messung höher als auf der gesunden Seite. Lässt man die Werte für Patient 11 außer Acht, so liegen die restlichen Werte auf der gesunden Seite im Bereich des für gesunde Lungen errechneten Parameters ( $0,33 \pm 0,18$ ). Bei Patient lag eine beidseitige Pneumonie vor, die jedoch einseitig sehr viel stärker ausgeprägt war. Deshalb erklären sich die hohen Werte für  $Q$  auf der gesunden Seite, die sich deutlich von den sonstigen Messungen abheben. Um ein Maß für den Unterschied der beiden Seiten zu haben, wurde die Differenz gebildet. Diese ist gemittelt gesehen 0,99. Der kleinste Wert für die Differenz beläuft sich auf 0,23. Dies liegt jedoch immer noch außerhalb der errechneten Standardabweichung für die Differenz von  $Q$  ( $\pm 0,09$ ).

Im gesunden Zustand liegen die gemessenen Werte wieder im Bereich der bestimmten physiologischen Streuung. Die Abweichung der Mittelwerte nach oben auf beiden Seiten ( $Q_G: 0,50 \pm 0,13$ ;  $Q_K: 0,44 \pm 0,17$ ) im Vergleich zur Streuung ( $0,33 \pm 0,18$ ) kann man durch die geringe Anzahl an Messungen erklären. Dies wird zusätzlich durch die Ergebnisse der Differenzen beider Werte gestützt. Diese liegen gemittelt bei

$-0,06 \pm 0,09$  und damit nur unwesentlich von der Streuung der Differenz bei Gesunden entfernt ( $-0,04 \pm 0,09$ ).

Eine andere denkbare Theorie wäre, dass Lungengewebe nach einer überwundenen Pneumonie veränderte Schallleitungseigenschaften behält, die sich aus einer veränderten Gewebestruktur erklären lassen. Dafür gibt es aber nach den momentanen Daten keinen Anhalt, zumal die Differenz der Werte für Q keine Seitenbetonung zeigt. Um diese Frage jedoch endgültig zu klären, müssten eine große Anzahl an Vorher- und Nachher-Messungen durchgeführt werden.

Den Unterschied zwischen der ersten Messung und der Nachmessung kann man auch sehr gut anhand der beiden Abbildungen 10 und 11 erkennen. In Abbildung 11 sind die Werte für Q der gesunden Seite gegen die Werte der erkrankten Seite aufgetragen. Zusätzlich ist eine Gerade eingetragen, auf der alle Werte liegen, bei denen  $Q_G$  den Werten für  $Q_K$  plus der Standardabweichung für Q entspricht. Dies bedeutet, dass für alle Punkte die nun oberhalb dieser Linie liegen, die Werte für  $Q_K$  um mehr als die Standardabweichung größer sind als die für  $Q_G$ . Es wird deutlich, dass die Werte für die Messungen während der Erkrankung alle in diesem Bereich liegen, während bei den Nachmessungen die Werte für  $Q_K$  nicht um mehr als die Standardabweichung größer sind als  $Q_G$ . Die Statistische Auswertung belegt diese Ansicht. So war in der ersten Messung ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Parametern Q auf der gesunden und der erkrankten Seite zu finden ( $p = 0,003$ , Wilcoxon-Test). In den Nachmessungen konnte hingegen keine Signifikanz gefunden werden ( $p > 0,05$ , Wilcoxon-Test).

Betrachtet man nun die Differenz der Werte für Q in Abbildung 10 - es sind jeweils die erste Messung und die passende Nachmessung miteinander verbunden - so zeigt sich, dass alle gemessenen Patienten einen Abfall der Differenz nach Gesundung aufwiesen. Dieser Abfall ist teilweise sehr stark, teilweise auch nur gering, doch ist er statistisch gesehen eindeutig signifikant ( $p = 0,005$ , Wilcoxon-Test).

Mit Hilfe der graphischen Darstellung wie in Abbildung 11, kann somit eine eindeutige Zuordnung der Ergebnisse und eine deutliche Trennung von erster Messung und Nachmessung erfolgen. In den untersuchten Fällen war das Analysesystem in jedem einzelnen Fall dazu in der Lage, bei Vorliegen einer einseitigen Pneumonie, das Geräuschphänomen Bronchialatmung nachzuvollziehen. Ausgedrückt wird dies vor allem durch den Anstieg der Differenz der Parameter Q für beide Seiten. Dies entspricht den Ansätzen der herkömmlichen Auskultation, die auch häufig auf einem Seitenvergleich basiert.

Damit kann man nun sagen: Das System ist in der Lage, Bronchialatmung bei einseitiger Pneumonie zu detektieren. Um jedoch eine endgültige Antwort auf die Frage geben zu können, ob der Parameter dazu in der Lage ist, müsste er an weit



mehr Messungen erprobt werden. Zum zweiten Teil der Fragestellung, ob es möglich ist, damit eine Diagnose zu stellen, ist eindeutig zu sagen, dass dies mit dem vorliegenden System aus mehreren Gründen (noch) nicht möglich ist. Das liegt zum einen daran, dass bisher einseitige Pneumonien vorliegen müssen und zum anderen das Vorhandensein von Nebengeräuschen bei diesem Auswertealgorithmus zu Fehlern führt. Da diese Bedingungen erfüllt sein müssen, kann man diesen Auswertealgorithmus nicht dafür verwenden, um mit absoluter Sicherheit eine Diagnose zu stellen. Er ist aber in der Lage eine Unterscheidung von bronchialem und normalem Atemgeräusch zu machen und kann deshalb die Auskultationsbefunde nachvollziehen. Man muss dieses System deshalb als ersten Schritt auf einem langen Weg zu einem automatisierten Diagnose-Tool verstehen.

Mit dem oben genannten ist aber auch gleichzeitig die Limitation des Systems gegeben. Es muss, damit dieses System Bronchialatmung erkennen kann, diese zumindest einseitig verstärkt vorliegen. Eine Detektion einer einzelnen Messung nur einer Seite kann mit dieser Methode nicht erfolgen. Dazu müssten Grenzwerte eingeführt werden, die bei einer Überschreitung die Diagnose Bronchialatmung ergeben würden. Aufgrund der hohen Varianz des normalen Atemgeräuschs, sowohl bei dem Frequenzspektrum, als auch bei der Lautstärke, scheint dies aber sehr schwierig.

Als weitere Möglichkeit könnte man versuchen, das tracheale Atemgeräusch als Vergleichsgröße heranzuziehen. Dieses wird in der Literatur häufig als der Bronchialatmung sehr ähnlich beschrieben. Da es aber – wenn man es über den großen Atemwegen abnimmt – kaum oder gar nicht durch Lungengewebe gefiltert wird, könnte man dieses Geräusch als Standard nehmen, um die interindividuellen Unterschiede auszuschalten. Dazu gibt es allerdings noch keine Untersuchungen, die das Verhalten von trachealem Atemgeräusch während Pneumonie beschreiben. Wenn dieses jedoch nicht verändert werden sollte, dann ist auch ein Vergleich der gemessenen Bronchialatmung mit dem trachealen Atemgeräusch denkbar und durchaus viel versprechend.

Als zusätzliche Möglichkeit, eine Unterscheidung von bronchialem und normalen Atemgeräusch auf digitalem Wege zu erreichen, könnte man auch versuchen, die Frequenzen unterhalb des Frequenzbandes von 300 bis 600 Hz als Kontrolle zu benutzen. Dabei hätte man allerdings keinen direkten Vergleich zweier gleicher Frequenzbänder, sondern könnte nur aus der Auswertung möglichst vieler Messungen versuchen, einen Schwellenwert im Verhältnis der beiden Bänder zueinander zu erhalten. Dazu gibt es allerdings momentan keine Daten, die die Veränderungen dieses Verhältnisses im Verlauf einer Konsolidierung des Lungengewebes widerspiegeln.

Eine weitere Limitation dieser Methode besteht darin, dass es momentan nicht in der Lage ist die während einer Pneumonie auftretenden Rasselgeräusche abgetrennt vom Atemgeräusch zu betrachten. Für diese Untersuchung wurden deshalb Messungen verwendet, die ein Minimum an Nebengeräuschen aufwiesen. Dies war, betrachtet man die Fragestellung, sinnvoll. Der nächste Schritt in der Entwicklung eines automatischen Pneumonie-Diagnose-Tools muss aber sein, die diagnostische Information die in den Rasselgeräuschen vorhanden ist zusätzlich zu nutzen. Es gibt erste Ansätze, die versuchen mit Hilfe einer speziellen Filterung die Rasselgeräusche vom Atemgeräusch zu trennen und sie damit separat analysieren zu können [Hadjileontiadis & Panas 1997]. Diese Methode verspricht einen weiteren großen Schritt in der Analyse von Lungengeräuschen darzustellen.

Die hier vorgestellte Methode bietet aber, unabhängig von der noch nicht verwirklichten Möglichkeit einer sofortigen Diagnosefindung, schon jetzt die Möglichkeit eine Langzeitdokumentation von Veränderungen im Rahmen einer Pneumonie zu erheben. So kann der Parameter auch als Verlaufsparemeter bestimmt werden, um eine mögliche Veränderung im Grad der Konsolidierung zu erfassen. Auch wenn mit den heutigen Daten keine genaue Korrelation von Parameter und Grad der Konsolidierung möglich ist, so kann doch zumindest eine Tendenz bestimmt werden, da der Parameter sich nach Ausheilen der Krankheit wieder in den Bereich normaler Werte bewegt. Studien, die eine Langzeitbeobachtung dieses Parameters betreiben, müssten angeschlossen werden, um eine eventuelle Korrelation von Q mit einer zum Beispiel radiologisch festzustellenden Verschattung aufzudecken. Dann wäre Q ein idealer Verlaufsparemeter, da man ihn durch eine Zahl ausdrücken kann, deren Verlauf schneller zu kontrollieren aber auch zu dokumentieren ist, als Röntgenbefunde bzw. Aufzeichnungen der Lungengeräusche.

## **5.8 Ausblick**

Zusammenfassend kann man also festhalten, dass der in dieser Arbeit verwendete Parameter Q dazu in der Lage ist, gegen einen gesunden Vergleich Bronchialatmung zu erkennen. Dies kann in nachfolgenden Studien Verwendung finden, die versuchen, die komplette Information der auskultierten Geräusche zu nutzen.

In der Zukunft sind also Geräte denkbar, die eine automatisierte Analyse der Lungengeräusche vornehmen. Dies ist insbesondere deshalb als Chance anzusehen, da es einerseits für die Langzeitanalyse und das Monitoring von Lungengeräuschen genutzt werden kann aber andererseits auch die Lehre der Lungen-Auskultation revolutionieren kann. So ist zum Beispiel dadurch eine Dokumentation von Befunden denkbar, die jederzeit abrufbar einen Vergleich von Lungengeräuschen ermöglicht und damit die Diagnosefindung erleichtert.

Da jedoch die diagnostische Bandbreite der Lungenkrankheiten, die das auskultierte Geräusch verändern, sehr groß ist, wird das Stethoskop und mit ihm die Technik der direkten Auskultation in absehbarer Zeit seinen Stellenwert nicht verlieren.

Man sollte aber die positiven Aspekte, die die immer weiter voranschreitende Technik auf diesem Gebiet mit sich bringt, wo immer möglich in den Klinikalltag mit einbeziehen. So würden zum Beispiel elektrischen Stethoskope, die nicht wie bisher üblich, die akustischen Eigenschaften ihrer nicht-elektrischen Brüder imitieren, sondern das volle Frequenzspektrum unverändert oder den Bedürfnissen der Lungenauscultation angepasst übertragen, einen deutlichen Gewinn darstellen. Dies würde nicht nur ein Mehr an Informationen liefern, sondern auch die Möglichkeit der Aufzeichnung zu Dokumentationszwecken erleichtern.

Und schließlich ist noch zu erwähnen, dass durch die digitale Auscultation zum ersten mal die Möglichkeit besteht Parameter zu erheben, die eine Aussage über die Situation des Lungengewebes erlauben und zusätzlich – und das ist neu – wiederholbar und vergleichbar sind. Dies kann einen großen Impuls für die Diagnostik und Erforschung von Lungenerkrankungen liefern, da hierdurch erstmals objektive Bewertungen des Krankheitsausmaßes möglich sind, die unabhängig von individuellen Erfahrungen und terminologischen Schwierigkeiten sind.

## **6.0 Zusammenfassung**

Die Auskultation der Lunge ist eine wichtige, weil nicht invasive, leicht verfügbare und kostengünstige Methode, zur Diagnosefindung bei Lungenerkrankungen.

Diese Arbeit beschreibt eine Methode um mit Hilfe der computergestützten Analyse von Lungengeräuschen einen Parameter Q zu erhalten, der eine Unterscheidung von normalem und bronchialen Atemgeräusch ermöglicht. Dieser Parameter gibt das Verhältnis der relativen Power von Expiration zu Inspiration im Frequenzband von 300 bis 600 Hz an. Er vollzieht damit die subjektiven Eindrücke bei der herkömmlichen Auskultation der Bronchialatmung nach, die durch einen Anstieg der höheren Frequenzen in der Expiration bestimmt sind.

Die physiologische Streuung des Parameters konnte anhand von 218 Probandenmessungen bestimmt werden. Dabei konnten keine relevanten Seitenunterschiede festgestellt werden. Die Veränderung des Parameters beim Auftreten einer einseitigen Pneumonie, sowie sein Verhalten nach Ausheilung der Erkrankung wurden in 11 Patienten-Messungen untersucht.

Dabei konnte eindeutig ein Anstieg des Parameters auf der erkrankten Seite und damit eine signifikante Seitendifferenz belegt werden, sowie ein signifikanter Abfall dieses Parameters nach Ausheilung und ein Angleichen der Werte für beide Seiten. Damit erscheint der verwendete Parameter geeignet, um eine einseitige Veränderung der Lungengeräusche zum bronchialen Atemgeräusch zu detektieren.

Bisher bestehen, bedingt durch die Methode an sich, noch einige Einschränkungen, die einen klinischen Einsatz des Systems noch nicht erlauben. So muss zum Beispiel eine einseitige Pneumonie vorliegen, die von möglichst wenigen Nebengeräuschen begleitet ist.

Doch für diese Probleme gibt es bereits Lösungsansätze, die Anlass zu der Hoffnung geben, dass die digitale Auskultation eines Tages als nicht invasives Zusatztool in die klinische Diagnostik Einzug halten wird. Dabei werden der Dokumentation und der Erfassung von Langzeitbeobachtungen wahrscheinlich eine besondere Bedeutung zukommen, da die computergestützte Analyse von Lungengeräuschen besonders hier einige entscheidende Vorteile gegenüber der herkömmlichen Auskultation aufweist.

## 7.0 Abkürzungsverzeichnis

A/D	Analog/Digital
BA	Bronchialatmung
BSA	Basale Geräuschamplitude
BSG	Blutkörperchensenkungsgeschwindigkeit
Cm	Zentimeter
CORSA	„Computerized Respiratory Sound Analysis“, Projekt der Europäischen Union
CRP	C-reaktives Protein
dB	Dezibel
dt.	Deutsch
EDF	European Data Format
FEV1	Forcierte Einsekundenkapazität
FFT	Fast-Fourier-Transformation
HP	Hochpass
Hz	Hertz
ICR	Intercostalraum
ILSA	International Lung Sound Association
Kg	Kilogramm
L	Liter
Leuc.	Leukozytenzahl
Mg	Milligramm
Mm	Millimeter
Ms	Millisekunde
PT	Pneumotachograph
PTB	Physikalisch Technische Bundesanstalt, Braunschweig
S	Sekunde
SNR	Signal-to-Noise-Ratio
TP	Tiefpass
Xe	Xenon
?	Griechisch Delta, Differenz

## 8.0 Verzeichnis der Abbildungen

Abbildung 1	Schemazeichnung des Aufnahmesystems
Abbildung 2	Aufbau des Kopplers
Abbildung 3	Übertragungscharakteristik der 4 benutzten Mikrophone (Zertifikat Nr. 1385, PTB 1997).
Abbildung 4	Selbstkontrollierte Atmung
Abbildung 5	Der Pneumotachograph und das Kalibriervolumen (1 Liter)
Abbildung 6	Trennung der EDF-Datei in drei Dateien für Atemfluss, rechte und linke Seite
Abbildung 7	Automatische Bestimmung der Zeitfenster an den Maxima und Minima der Flusskurve
Abbildung 8	Vergleich der Frequenzverteilungen bei Patient 3; man erkennt deutlich den Anstieg der Frequenzen im Bereich von 300 bis 600 Hz auf der erkrankten Seite
Abbildung 9	Ergebnisfenster der Auswertung einer gesunden Lungenseite
Abbildung 10	Verlauf der Differenz $Q_K - Q_G$
Abbildung 11	Verteilung der Werte während und nach der Erkrankung

## 9.0 Verzeichnis der Tabellen

Tabelle 1	Übersicht über die wichtigsten Atemgeräusche nach der neuen Nomenklatur der International Lung Sound Association
Tabelle 2	Übersicht der erhobenen klinischen Parameter der Patienten-Gruppe
Tabelle 3	Anthropometrische Daten des Patienten- und Probanden-Kollektivs
Tabelle 4	Streuung des Parameters Q in beiden Kollektiven
Tabelle 5	Ergebnisse der Analyse der Probanden-Messungen Links
Tabelle 6	Ergebnisse der Analyse der Probanden-Messungen Rechts
Tabelle 7	Ergebnisse der Analyse der Probanden-Messungen Rechts und Links
Tabelle 8	Ergebnisse der Patienten-Messungen
Tabelle 9	Vor- und Nachteile der ‚herkömmlichen‘ und der digitalen Auskultation
Tabelle 10	Auszug aus den Empfehlungen des CORSA-Projekts für die digitale Auskultation
Tabelle 11	Liste der in der Analyseroutine verwendeten Programme und ihrer Funktion

## 10.0 Literaturverzeichnis

- Abella, M., Formolo, J., & Penney, D. G. 1992, "Comparison of the acoustic properties of six popular stethoscopes.", *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 91, pp. 2224-2228.
- Akasaka, K., Konno, K., Ono, Y., Mue, S., & Abe, C. 1975, "Acoustical Studies on respiratory sounds in asthmatic patients", *Tohoku Journal of Experimental Medicine*, vol. 117, pp. 323-333.
- Anderson, K., Aitken, S., Carter, R., MacLeod, J. E., & Moran, F. 1990, "Variation of breath sound and airway caliber induced by histamine challenge", *American Review of Respiratory Disease*, vol. 141, pp. 1147-1150.
- Anschütz, F. & Meier-Sydow, J. 1993, "Über Atemgeräusche und Nebengeräusche", *Pneumologie*, vol. 47, no. 1, pp. 5-13.
- Austrheim, O. & Kraman, S. S. 1985, "The effect of low density gas breathing on vesicular lung sounds.", *Respiration Physiology*, vol. 60, pp. 145-155.
- Avital, A., Bar-Yishay, E., Springer, C., & Godfrey, S. 1988, "Bronchial provocation tests in young children using tracheal auscultation", *Journal of Pediatrics*, vol. 112, pp. 591-594.
- Baughman, R. P., Shipley, R. T., Loudon, R. G., & Lower, E. 1991, "Crackles in interstitial lung disease. Comparison of sarcoidosis and fibrosing alveolitis", *Chest*, vol. 100, pp. 96-101.
- Beck, R. & Gavriely, N. 1990, "The reproducibility of forced expiratory wheezes", *American Review of Respiratory Disease*, vol. 141, pp. 1418-1422.
- Bettencourt, P., Bono, E., Spiegelman, D., Hertzmark, E., & Murphy, R. 1994, "Clinical utility of chest auscultation in common pulmonary diseases", *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, vol. 150, pp. 1291-1297.
- Bohadana, A. B., Kanga, J. F., & Kraman, S. S. 1988, "Does airway closure affect lung sound generation?", *Clinical Physiology*, vol. 8, pp. 341-349.
- Böhme, H. 1970a, "Das Durchlaßverhalten des intrathorakalen Raumes für niederfrequenten Schall und dessen diagnostische Bedeutung, III. Mitteilung", *Zeitschrift für Erkrankungen der Atmungsorgane*, vol. 132, no. 3, pp. 315-323.



Böhme, H. 1970b, "Das Durchlaßverhalten des intrathorakalen Raumes für niederfrequenten Schall und dessen diagnostische Bedeutung, IV. Mitteilung", *Zeitschrift für Erkrankungen der Atmungsorgane*, vol. 132, no. 3, pp. 325-335.

Böhme, H. & Böhme, H. R. 1971, "Das passive Verhalten der Lunge auf niederfrequenten Schall beim Gesunden und Emphysematiker", *Zeitschrift für Die Gesamte Innere Medizin und Ihre Grenzgebiete*, vol. 26, no. 18, pp. 582-588.

Böhme, H. & Löw, J. 1969a, "Das Durchlaßverhalten des intrathorakalen Raumes für niederfrequenten Schall und dessen diagnostische Bedeutung, I. Mitteilung", *Zeitschrift für Erkrankungen der Atmungsorgane*, vol. 130, no. 5/6, pp. 397-408.

Böhme, H. & Löw, J. 1969b, "Das Durchlaßverhalten des intrathorakalen Raumes für niederfrequenten Schall und dessen diagnostische Bedeutung, II. Mitteilung", *Zeitschrift für Erkrankungen der Atmungsorgane*, vol. 131, no. 1/2, pp. 55-68.

Charbonneau, G., Racineux, J. L., Sudraud, M., & Tuchais, E. 1983, "An accurate recording system and its use in breath sounds spectral analysis", *J.Appl.Physiol*, vol. 55, no. 4, pp. 1120-1127.

Cotton, R. & Reilly, J. S. 1983, "Stridor and airway obstruction," in *Pediatric Otolaryngology*, C. D. Bluestone & S. E. Stool, eds., Philadelphia PA, pp. 1190-1204.

Cugell, D. 1987, "Lung sound nomenclature", *American Review of Respiratory Disease*, vol. 136, p. 1016.

Cumminskey, J., Williams, C., Krumpe, P. E., & Guilleminault, C. 1982, "The detection and quantification of sleep apnea by tracheal sound recordings", *American Review of Respiratory Disease*, vol. 126, pp. 221-224.

Dalmay, F., Antonini, M. T., Marquet, P., & Menier, R. 1995, "Acoustic properties of the normal chest", *European Respiratory Journal*, vol. 8, no. 10, pp. 1761-1769.

Earis, J. & Cheetham, B. 2000, "Current methods used for computerized respiratory sound analysis", *Eur.Respir.Rev.*, vol. 10, no. 77, pp. 586-590.

Edens, E. 1920, *Lehrbuch der Perkussion und Auskultation* Springer, Berlin.

Epler, G. R., Carrington, C. B., & Gaensler, E. A. 1978, "Crackles (rales) in the interstitial lung disease", *Chest*, vol. 73, pp. 333-339.

Fachinger, P., Gross, V., Fröhlich, M., Sulzer, J., Penzel, T., & von Wichert, P. 2000, "Einfluss der subcutanen Fettschicht auf die Schalleitung normaler Lungengeräusche", *Fortschritte der Akustik - DAGA 2000* no. 1, pp. 664-665.

Fein, A., Grossmann, R., Ost, D., Farber, B., & Cassiere, H. 1999, *Diagnosis and Management of Pneumonia and other Respiratory Infections*, First Edition edn, Professional Communications Inc., Caddo.

Forgacs, P. 1969, "Lung sounds", *British Journal of Diseases of the Chest*, vol. 63, no. 1, pp. 1-12.

Forgacs, P. 1978, "The functional basis of pulmonary sounds.", *Chest*, vol. 73, pp. 399-405.

Forgacs, P., Nathoo, A. R., & Richardson, H. D. 1971, "Breath sounds.", *Thorax*, vol. 26, pp. 288-295.

Gavriely, N. & Cugell, D. W. 1996, "Airflow effects on amplitude and spectral content of normal breath sounds", *J.Appl.Physiol*, vol. 80, no. 1, pp. 5-13.

Gavriely, N. & Grotberg, J. B. 1988, "Flow limitation and wheezes in a constant flow and volume lung preparation", *Journal of Applied Physiology*, vol. 64, pp. 17-20.

Gavriely, N. & Jensen, O. 1993, "Theory and measurements of snores", *J.Appl.Physiol*, vol. 74, pp. 2828-2837.

Gavriely, N., Kelly, K. B., Grotberg, J. B., & Horing, S. H. 1989a, "Critical pressure required for generation of forced expiratory wheezes", *Journal of Applied Physiology*, vol. 66, pp. 1136-1142.

Gavriely, N., Nissan, M., Cugell, D. W., & Rubin, A. H. 1994, "Respiratory health screening using pulmonary function tests and lung sound analysis", *European Respiratory Journal*, vol. 7, no. 1, pp. 35-42.

Gavriely, N., Palti, Y., & Alroy, G. 1981, "Spectral characteristics of normal breath sounds", *J.Appl.Physiol*, vol. 50, no. 2, pp. 307-314.

Gavriely, N., Shee, T. R., Grotberg, J. B., & Cugell, D. W. 1989b, "Flutter in flow-limited collapsible tubes: a mechanism for generation of wheezes", *Journal of Applied Physiology*, vol. 66, pp. 2251-2261.

Gilbert, V. E. 1989, "Detection of pneumonia by auscultation of the lungs in the lateral decubitus positions", *American Review of Respiratory Disease*, vol. 140, no. 4, pp. 1012-1016.

Gross, R. 1985, "Pneumonie - Einführung zum Thema", *Internist*, vol. 26, pp. 309-310.

Gross, V., Dittmar, A., Penzel, T., Schuttler, F., & von Wichert, P. 2000, "The relationship between normal lung sounds, age, and gender", *Am.J.Respir.Crit Care Med.*, vol. 162, no. 3 Pt 1, pp. 905-909.

Gross, V., Reinke, C., Greib, C., Penzel, T., & Koehler, U. 2001, "Nocturnal asthma and sleep", *Somnologie*, vol. 5, no. 1, p. 16.

Hadjileontiadis, L. J. & Panas, S. M. 1997, "Separation of discontinuous adventitious sounds from vesicular sounds using a wavelet-based filter", *IEEE Trans.Biomed.Eng*, vol. 44, no. 12, pp. 1269-1281.

Herold, G. 2002, *Innere Medizin*, 2002 edn, Herold, G., Köln.

Hoevers, J. & Loudon, R. G. 1990, "Measuring crackles", *Chest*, vol. 98, no. 5, pp. 1240-1243.

Hoffstein, V. 1994, "Blood pressure, snoring, obesity, and nocturnal hypoxemia", *Lancet*, vol. 344, pp. 643-645.

Kinding, J. R., Beeson, T. P., Campbell, R. W., Andries, F., & Tavel, M. E. 1982, "Acoustical performance of the stethoscope: a comparative analysis.", *American Heart Journal*, vol. 104, pp. 269-275.

King, D. K., Thompson, B. T., & Johnson, D. C. 1989, "Wheezing on maximal forced exhalation in the diagnosis of atypical asthma: lack of sensitivity and specificity", *Annals of Internal Medicine*, vol. 110, pp. 451-455.

Klotz, Th. & Zafari, A. M. 1996, *Innere Medizin in Frage und Antwort* Gustav Fischer Verlag.

Kraman, S. S. 1980, "Determination of the site of production of respiratory sounds by subtraction phonopneumography", *American Review of Respiratory Disease*, vol. 122, no. 2, pp. 303-309.

Kraman, S. S. 1983a, "Does the vesicular lung sound come only from the lungs?", *American Review of Respiratory Disease*, vol. 128, pp. 622-626.

Kraman, S. S. 1983b, "The forced expiratory wheeze: its site of origin and possible association with lung compliance", *Respiration*, vol. 44, pp. 189-196.

Kraman, S. S. 1984, "The relationship between airflow and lung sound amplitude in normal subjects", *Chest*, vol. 86, no. 2, pp. 225-229.

Kraman, S. S. 1986, "Effects of lung volume and airflow on the frequency spectrum of vesicular lung sounds", *Respir.Physiol*, vol. 66, no. 1, pp. 1-9.

Kraman, S. S. & Austrheim, O. 1983, "Comparison of lung sound and transmitted sound amplitude in normal men", *American Review of Respiratory Disease*, vol. 128, no. 3, pp. 451-454.

Laennec, R. 1819, "De l'auscultation mediate ou traite du diagnostic de maladies des poumons et du coer.," in *Brosson et Chaude, Paris*.

Leblanc, P., Macklem, P. T., & Ross, W. R. D. 1970, "Breath sounds and distribution of pulmonary ventilation", *American Review of Respiratory Disease*, vol. 102, pp. 10-16.

Lessard, C. S. & Wong, W. C. 1986, "Correlation of constant flow rate with frequency spectrum of respiratory sounds when measured at the trachea", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 33, pp. 461-463.

Loudon, R. G. 1982, "The lung speaks out", *American Review of Respiratory Disease*, vol. 126, no. 3, pp. 411-412.

Loudon, R. G. & Murphy, R. L. 1984, "Lung Sounds", *American Review of Respiratory Disease*, vol. 130, pp. 663-673.

Mahagnah, M. & Gavriely, N. 1994, "Repeatability of measurements of normal lung sounds", *Am.J.Respir.Crit Care Med.*, vol. 149, no. 2 Pt 1, pp. 477-481.

Mahagnah, M. & Gavriely, N. 1995, "Gas density does not affect pulmonary acoustic transmission in normal men", *J.Appl.Physiol*, vol. 78, pp. 928-937.

Marini, J. J., Pierson, D. J., Hudson, L. D., & Lakshminarayan, S. 1979, "The significance of wheezing in chronic airflow obstruction", *American Review of Respiratory Disease*, vol. 120, no. 5, pp. 1069-1072.

Martini, P. & Müller, H. 1923, "Studien über das Bronchialatmen", *Deutsches Archiv für Klinische Medizin*, vol. 143, pp. 159-172.

Melbye, H. 1999, *Lung Sound and Lung Function* The Norwegian Medical Association.

Melbye, H., Straume, B., Aasebo, U., & Dale, K. 1992, "Diagnosis of pneumonia in adults in general practice. Relative importance of typical symptoms and abnormal chest signs evaluated against a radiographic reference standard", *Scandinavian Journal of Primary Health Care*, vol. 10, no. 3, pp. 226-233.

Melbye, H., Straume, B., & Brox, J. 1992, "Laboratory tests for pneumonia in general practice: the diagnostic values depend on the duration of illness", *Scandinavian Journal of Primary Health Care*, vol. 10, no. 3, pp. 234-240.

Mercer, J. L. 1973, "The mechanism of bronchial breathing", *Chest*, vol. 63, p. 856.

Mikami, R., Murao, M., Cugell, D. W., Chretien, J., Cole, P., Meier-Sydow, J., Murphy, R. L., & Loudon, R. G. 1987, "International Symposium on Lung Sounds. Synopsis of proceedings", *Chest*, vol. 92, no. 2, pp. 342-345.

Murphy, R. L. 1985, "Discontinuous adventitious lung sounds", *Seminars in Respiratory Medicine*, vol. 6-3, pp. 210-219.

O'Donnell, D. M. & Kraman, S. S. 1982, "Vesicular lung sound amplitude mapping by automated flow-gated phonopneumography", *J.Appl.Physiol*, vol. 53, no. 3, pp. 603-609.

Olson, D. E., Bogyi, M., Schwartz, D. B., & Hammersley, J. R. 1984, "Relationship of tracheal breath sound to airflow", *American Review of Respiratory Disease*, vol. 129, no. A256.

Osmer, J. C. & Cole, B. K. 1966, "The stethoscope and roentgenogram in acute pneumonia", *Southern Medical Journal*, vol. 59, no. 1, pp. 75-77.

Pasterkamp, H., Carson, C., Daien, D., & Oh, Y. 1989, "Digital respirosoundography. New images of lung sounds", *Chest*, vol. 96, no. 6, pp. 1405-1412.

Pasterkamp, H., Kraman, S. S., DeFrain, P. D., & Wodicka, G. R. 1993, "Measurement of respiratory acoustical signals. Comparison of sensors", *Chest*, vol. 104, no. 5, pp. 1518-1525.

Pasterkamp, H., Kraman, S. S., & Wodicka, G. R. 1997, "Respiratory sounds. Advances beyond the stethoscope", *Am.J.Respir.Crit Care Med.*, vol. 156, no. 3 Pt 1, pp. 974-987.

Pasterkamp, H., Powell, R. E., & Sanchez, I. 1996, "Lung sound spectra at standardized air flow in normal infants, children, and adults", *Am.J.Respir.Crit Care Med.*, vol. 154, no. 2 Pt 1, pp. 424-430.

Pasterkamp, H. & Sanchez, I. 1992, "Tracheal sound in upper airway obstruction", *Chest*, vol. 102, pp. 963-965.

Pasterkamp, H. & Sanchez, I. 1996, "Effect of gas density on respiratory sounds", *Am.J.Respir.Crit Care Med.*, vol. 153, no. 3, pp. 1087-1092.

Pasterkamp, H., Schäfer, J., & Wodicka, G. R. 1996, "Posture dependent change of tracheal sounds at standardized flows in patients with obstructive sleep apnea", *Chest*, vol. 110, pp. 1493-1498.

Piirila, P. & Sovijarvi, A. R. 1995, "Crackles: recording, analysis and clinical significance", *European Respiratory Journal* , vol. 8, no. 12, pp. 2139-2148.

Ploysongsang, Y., Iyer, V. K., & Ramamoorthy, P. A. 1991, "Reproducibility of the vesicular breath sounds in normal subjects", *Respiration*, vol. 58, no. 3-4, pp. 158-162.

Ploysongsang, Y., Martin, R. J., Ross, W. R. D., Loudon, R. G., & Macklem, P. T. 1977, "Breath sounds and regional ventilation.", *American Review of Respiratory Disease*, vol. 116, pp. 187-199.

Prazic, M. 1973, "Snoring and Presbycusis", *Acta Oto-Laryngologica*, vol. 75, pp. 216-219.

Rao, A. J., Niwa, H., Watanabe, Y., Fukuta, S., & Yanagita, N. 1990, "Spectral analysis of airflow sounds in patent versus occluded tracheostomy tubes: a pilot study in tracheostomized adult patients.", *Laryngoscope*, vol. 100, pp. 536-540.

Riede, U.-N. & Schäfer, H.-E. 2002, *Allgemeine und Spezielle Pathologie* Georg-Thieme Verlag.

Sanchez, I., Avital, A., Wong, I., Tal, A., & Pasterkamp, H. 1983, "Acoustic vs. spirometric assessment of bronchial responsiveness to metacholine in children", *Pediatric Pulmonology*, vol. 15, pp. 28-35.

- Sanchez, I. & Pasterkamp, H. 1993, "Tracheal sound spectra depend on body height", *American Review of Respiratory Disease*, vol. 148, no. 4 Pt 1, pp. 1083-1087.
- Schmidt, R. F. & Thews, G. 1995, "Hören und Sprechen", in *Physiologie des Menschen*, Springer, Berlin, Heidelberg, New York, pp. 258-272.
- Schreur, H. J., Sterk, P. J., Vanderschoot, J., van Klink, H. C., van Vollenhoven, E., & Dijkman, J. H. 1992, "Lung sound intensity in patients with emphysema and in normal subjects at standardised airflows", *Thorax*, vol. 47, no. 9, pp. 674-679.
- Schreur, H. J., Vanderschoot, J., Zwinderman, A. H., Dijkman, J. H., & Sterk, P. J. 1994, "Abnormal lung sounds in patients with asthma during episodes with normal lung function", *Chest*, vol. 106, pp. 91-99.
- Series, F., Marc, I., & Atton, L. 1993, "Comparison of snoring measured at home and during polysomnographic studies", *Chest*, vol. 103, pp. 1769-1773.
- Shim, H. & Williams, H. 1983, "Relationship of wheezing to the severity of obstruction in asthma", *Archives of Internal Medicine*, vol. 143, pp. 890-892.
- Shykoff, B. E., Ploysongsang, Y., & Chang, H. K. 1988, "Airflow and normal lung sounds", *American Review of Respiratory Disease*, vol. 137, no. 4, pp. 872-876.
- Sovijarvi, A. R., Vanderschoot, J., & Earis, J. 2000, "Computerized Respiratory Sound Analysis (CORSAs): recommended standards for terms and techniques", *European Respiratory Review*, vol. 10, no. 77.
- Sovijärvi, A. R. A., Piirila, P., & Luukkonen, R. 1996, "Separation of pulmonary disorders with two-dimensional discriminant analysis of crackles", *Clinical Physiology*, vol. 16, pp. 171-181.
- Vannuccini, L., Earis, J., Helistö, P., Cheetham, B., Rossi, M., Sovijarvi, A. R., & Vanderschoot, J. 2000, "Capturing and reprocessing of respiratory sounds", *Eur.Resp.Rev.2000*, vol. 10, no. 77, pp. 616-620.
- Yonemaru, M., Kikuchi, K., Mori, M., Kawai, A., Abe, T., Kawashiro, T., Ishihara, T., & Yokoyama, T. 1993, "Detection of tracheal stenosis by frequency analysis of tracheal sounds", *J.Appl.Physiol*, vol. 75, pp. 605-612.
- Young, T., Palta, M., Dempsey, J., Skatrud, J., Weber, S., & Badr, S. 1993, "The occurrence of sleep-disordered breathing among middle-aged adults", *New England Journal of Medicine*, vol. 328, pp. 1230-1235.

### 11.1 Protokoll zur Erfassung der Patientendaten

## Bronchialatmung bei Pneumonie

Studentenleiter: Prof. Dr. von Wichert

Datum:

Patienten-Nr.:

### Patientendaten

PID-Nummer	Station	Zimmer	Größe in cm	Gewicht in kg	Packyears
Geschlecht <input type="checkbox"/> m <input type="checkbox"/> w	Alkohol <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein	Exposition <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein			

Adressette – Groß

### Aufnahme-Diagnose

### Grunderkrankungen

<input type="checkbox"/> D.M.	<input type="checkbox"/> Immundefizienz	<input type="checkbox"/> Tumor	<input type="checkbox"/> HIV	<input type="checkbox"/> Leukosen	<input type="checkbox"/> Herzinsuffizienz	<input type="checkbox"/> sonst. Inf.	<input type="checkbox"/> Lungenembolie	<input type="checkbox"/> Lungendäm
<input type="checkbox"/> Asthma br.	<input type="checkbox"/> COOLD	<input type="checkbox"/> chron. Bronchit.	<input type="checkbox"/> Emphysem	<input type="checkbox"/> Atelektase	<input type="checkbox"/> Mikrovaskulose	<input type="checkbox"/> TB		
<input type="checkbox"/> Pfortadergüß	<input type="checkbox"/> Pleuritis	<input type="checkbox"/> Sarkoidose	<input type="checkbox"/> Autoimmunleberkr.	<input type="checkbox"/> Tumor	<input type="checkbox"/> pulmon. Infiltrat			

### Klinik bei Aufnahme

Schüttelfrost	<input type="checkbox"/> keinen	<input type="checkbox"/> häufig	<input type="checkbox"/> selten	Röntgen-Thorax vom:	<input type="checkbox"/> mukulent	<input type="checkbox"/> flüssig	<input type="checkbox"/> kein	Puls i.R./min	Temp. in °C seit Tagen
Sputum	<input type="checkbox"/> reichlich	<input type="checkbox"/> spärlich						CRP erhöht <input type="checkbox"/>	Leukos erhöht <input type="checkbox"/>
Pneumonie diagnostiziert am:									
Erreger	<input type="checkbox"/> Bakterien	<input type="checkbox"/> Viren	<input type="checkbox"/> Pilze	<input type="checkbox"/> Parasiten	<input type="checkbox"/> Sonstige	<input type="checkbox"/> Nicht bekannt			



11.2 Protokoll der Messungen



**Bronchialatmung bei Pneumonie**  
Studentenleiter: Prof. Dr. von Wichert

Datum:

Patienten-Nr.:

Temp. in °C    Puls l./R./min    Leukozytenzahl    CRP

Eingetretene Änderungen

Röntgen-Thorax

Datum

Eingetretene Änderungen / Bemerkungen

**Untersuchungsbefund**

Schüttelfrost    ☐ ja    ☐ nein    ☐ hyperosnor    ☐ abgeschwächt    ☐ > 5,6cm    ☐ bronchovesicul.    ☐ keine    ☐ abgeschwächt    ☐ verschärft    ☐ grobbleasige RG    ☐ klingend    ☐ nicht klingend  
Perkussion    ☐ sonor    ☐ nicht sonor    ☐ < 5,6cm    ☐ bronchial    ☐ Pfeifen    ☐ feinblasige RG    ☐ mittelblasige RG    ☐ grobbleasige RG    ☐ klingend    ☐ nicht klingend  
Atemgeräusch i.d. SL    ☐ normal    ☐ vesiculär    ☐ Glorren    ☐ normal (=kein)    ☐ links    ☐ normal (=beidseits gleich)  
Habergeräusche    ☐ positiv    ☐ negativ    ☐ abgeschwächt    ☐ rechts  
Bronchophone    ☐ abgeschwächt    ☐ rechts  
Stimmfrenitus

**Messungsdaten**

Meßraum / Störquellen

Dateiname	Kalibrierung 1 0. rec	Aufnahme 1 2. rec	Aufnahme 2 3. rec	Kalibrierung 2 1. rec	Bemerkungen
Pos. Mikrofon 1	-/-			-/-	
Pos. Mikrofon 2	-/-			-/-	
Pos. Mikrofon 3	-/-			-/-	
Pos. Mikrofon 4	-/-			-/-	
Verstärkung					
Filter High / Low					
Kalib.-Faktor					

Position 1: 3. ICR II

Position 2: 3. ICR re

Position 3: 7. ICR II

Position 4: 7. ICR re

### 11.3 Einwilligungserklärung für Patienten und Probanden

Projektleiter:  
**Prof. Dr. P. von Wichert**  
Zentrum für Innere Medizin  
Med. Poliklinik  
Klinikum der Philipps-Universität Marburg

Patienten-Nr.:

#### **Einwilligungserklärung zur Teilnahme an einer wissenschaftlichen Studie**

Registrierung und computerassistierte Analyse der Bronchialatmung bei Pneumonie

Name \_\_\_\_\_

Geburtsdatum \_\_\_\_\_

Straße \_\_\_\_\_

Wohnort \_\_\_\_\_

Bei der elektronischen Auskultation werden die Lungengeräusche mittels Mikrophon auf elektronische Datenträger aufgezeichnet und anschließend mit dem Computer ausgewertet. Die Daten liegen in anonymisierter Form vor (ohne Namensnennung, nur mit Patienten-Nr.). Die Auswertung der Lungengeräusche erfordert eine parallele Bestimmung des Atemflusses mit der gleichen Methode, die in der Lungenfunktionsdiagnostik gebräuchlich ist.

Ich stimme der oben beschriebenen Untersuchung zu und bin darüber informiert worden, daß die erhobenen Daten ausschließlich zu wissenschaftlichen Zwecken verwendet werden.

Die Funktionsweise der Messapparatur wurde mir hinreichend und verständlich erklärt. Ich stimme zu, daß Auswertungen meiner Daten in anonymisierter Form in Veröffentlichungen einfließen dürfen.

Ich kann jederzeit ohne Angaben von Gründen meine Teilnahme an dieser Untersuchung vorzeitig beenden, ohne das mir dabei etwaige Nachteile entstehen.

\_\_\_\_\_  
Ort/Datum

\_\_\_\_\_  
Unterschrift des Patienten

\_\_\_\_\_  
Name des Untersuchers

\_\_\_\_\_  
Unterschrift des Untersuchers

Die Einwilligungserklärung verbleibt beim Aufklärer und muß 15 Jahre aufbewahrt werden.

### - Patienteninformation -

# Computerassistierte Registrierung und Analyse von Atemgeräuschen

Projektleiter: Prof. Dr. P. von Wichert  
Zentrum für Innere Medizin - Med. Poliklinik  
Klinikum der Philipps-Universität Marburg

Bei der elektronischen Auskultation werden die Lungengeräusche mittels Mikrophon auf elektronische Datenträger aufgezeichnet und anschließend mit dem Computer ausgewertet. Die Daten liegen in anonymisierter Form vor (ohne Namensnennung, nur mit Patienten-Nr.). Die Auswertung der Lungengeräusche erfordert eine parallele Bestimmung des Atemflusses mit der gleichen Methode, die in der Lungenfunktionsdiagnostik gebräuchlich ist.

Die erhobenen Daten werden ausschließlich zu wissenschaftlichen Zwecken verwendet. Die Daten und Untersuchungsergebnisse, die im Lauf der Studie erhoben werden, gehen nicht in Ihre Krankenakte ein.

Falls Ihre Daten in eine Veröffentlichung einfließen, wird dies in anonymisierter Form geschehen, die Dritten keinen Rückschluß auf Ihr Person zuläßt.

Sie können jederzeit - ohne Angaben von Gründen - die Teilnahme an der Studie beenden, ohne daß Ihnen dabei etwaige Nachteile entstehen.

Wenn Sie Fragen zur Studie, zur Datenanalyse oder ähnlichem haben, wenden Sie sich bitte an:

- Patrick Fachinger  
06421/482364

An dieser Stelle möchten wir uns noch einmal bei Ihnen bedanken und Ihnen gute Besserung und baldige Heimkehr wünschen.

## 12.0 Analyseprogramme

---

Programm-Name	Kurzbeschreibung der Funktion
Isound.exe	Anpassung der Messroutinen
Als7.exe	Umwandlung von einer REC-Datei in eine DAT-Datei pro Kanal
Dat2mat.m	Konvertieren vom DAT- ins MAT-Format
Isana.m	<ul style="list-style-type: none"><li>- Einteilung in Atemphasen</li><li>- Berechnung des FFT-Spektrums</li><li>- Berechnung des Quotienten Q</li><li>- Anzeigen des FFT-Spektrums</li><li>- Abspeichern der Werte in TXT-Datei</li></ul>

---

**Tabelle 11:** Liste der in der Analyseroutine verwendeten Programme und ihrer Funktion

### 13.0 Meine akademischen Lehrer waren

Arlt<sup>1</sup>, Arnold<sup>4</sup>, Aumüller<sup>4</sup>, Barth<sup>4</sup>, Basler<sup>4</sup>, Bach<sup>4</sup>, Baum<sup>4</sup>, Bertalanffy<sup>4</sup>, Beyer<sup>4</sup>, Bien<sup>4</sup>, Bolm<sup>4</sup>, Büchler<sup>2</sup>, Çetin<sup>4</sup>, Christiansen<sup>4</sup>, Daut<sup>4</sup>, Engel<sup>4</sup>, Feuser<sup>4</sup>, Friess<sup>2</sup>, Fruhsdorfer<sup>4</sup>, Gemsa<sup>4</sup>, Geus<sup>4</sup>, Gloor<sup>2</sup>, Görg<sup>4</sup>, Görg<sup>4</sup>, Gotzen<sup>4</sup>, Gressner<sup>4</sup>, Griss<sup>4</sup>, Grzeschik<sup>4</sup>, Habermehl<sup>4</sup>, Happle<sup>4</sup>, Hoffmann<sup>4</sup>, Joseph<sup>4</sup>, Kern<sup>4</sup>, Klenk<sup>4</sup>, Klose<sup>4</sup>, Koehler<sup>4</sup>, Koolman<sup>4</sup>, Krause<sup>4</sup>, Kretschmer<sup>4</sup>, Krieg<sup>4</sup>, Kroll<sup>4</sup>, Lange<sup>4</sup>, Lauer<sup>4</sup>, Lennarz<sup>4</sup>, Leppek<sup>4</sup>, Maisch<sup>4</sup>, Moll<sup>4</sup>, Müller<sup>4</sup>, Neubauer<sup>4</sup>, Oertel<sup>4</sup>, Peter<sup>4</sup>, Pfab<sup>4</sup>, Remschmidt<sup>4</sup>, Roggo<sup>2</sup>, Rompel<sup>3</sup>, Rothmund<sup>4</sup>, Schachtschabel<sup>4</sup>, Schäfer<sup>4</sup>, Schneider<sup>4</sup>, Schüffel<sup>4</sup>, Schulz<sup>4</sup>, Seifart<sup>4</sup>, Seitz<sup>4</sup>, Slenczka<sup>4</sup>, Sommer<sup>4</sup>, Steiniger<sup>4</sup>, Sturm<sup>4</sup>, Vohland<sup>4</sup>, Voigt<sup>4</sup>, v. Wichert<sup>4</sup>, Westermann<sup>4</sup>, Werner<sup>4</sup>.

1 in Berlin

2 in Bern

3 in Kassel

4 in Marburg

## **14.0 Danksagung**

Ich danke Herrn Prof. Dr. P. von Wichert für die Überlassung des Themas, seine Betreuung während der Arbeit, für wertvolle Denkansätze und die Übernahme des Referats. Ganz besonders möchte ich ihm jedoch dafür danken, mir die Auskultation der Lunge mit sehr viel Geduld näher- und schließlich auch beigebracht zu haben.

Für einen bis zum Schluss unermüdlichen Einsatz im Erklären physikalischer Zusammenhänge, ständige Hilfsbereitschaft beim Lösen scheinbar unlösbarer Probleme und das zur Verfügung stellen seines technischen Wissens und nicht zuletzt auch seines Werkzeugkastens, möchte ich Dipl. Phys. Volker Groß danken.

Sämtliche Patienten- und Probandenmessungen wurden entweder auf den internistischen Stationen oder in der internistischen Poliklinik des Klinikums Marburg durchgeführt. Dies wäre nicht ohne die gute Zusammenarbeit mit dem gesamten Personal dieser Abteilungen möglich gewesen, für die ich mich ganz herzlich bedanke. Abschließend muss ich mich noch bei all denen entschuldigen und bedanken, die sich im Verlauf der Arbeit etliche Male sowohl freudige als auch enttäuschende Erlebnisse anhören mussten und die ich trotzdem immer noch zu meinen Freunden zählen darf. Respekt.